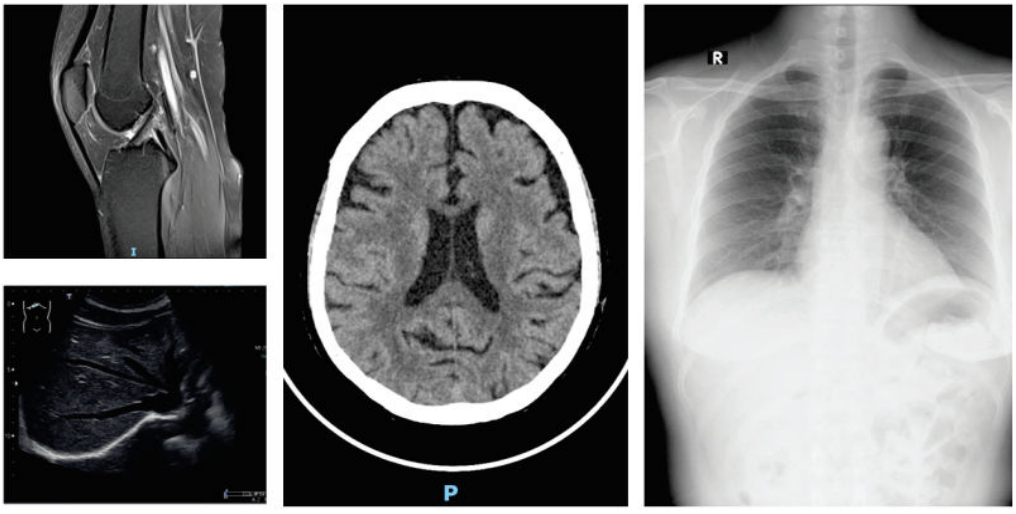
ĐẠI HỌC HUẾ
TRƯỜNG ĐẠI HỌC Y - DƯỢC
BỘ MÔN CHẨN ĐOÁN HÌNH ẢNH

PGS.TS. NGUYỄN THANH THẢO
(Chủ biên)

GIÁO TRÌNH

NGUYÊN LÝ CÁC PHƯƠNG PHÁP TẠO ẢNH



NHÀ XUẤT BẢN ĐẠI HỌC HUẾ

ĐẠI HỌC HUẾ
TRƯỜNG ĐẠI HỌC Y - DƯỢC
BỘ MÔN CHẨN ĐOÁN HÌNH ẢNH

PGS.TS. NGUYỄN THANH THẢO
(Chủ biên)

GIÁO TRÌNH
NGUYÊN LÝ CÁC PHƯƠNG PHÁP TẠO ẢNH

NHÀ XUẤT BẢN ĐẠI HỌC HUẾ
Huế, 2025

Biên mục trên xuất bản phẩm của Thư viện Quốc gia Việt Nam

Giáo trình Nguyên lý các phương pháp tạo ảnh / B.s.: Nguyễn Thanh Thảo (ch.b.), Nguyễn Công Quỳnh, Tôn Thất Nam Anh... - Huế : Đại học Huế, 2025. - 193 tr. : ảnh ; 27 cm

ĐTTS ghi: Đại học Huế. Trường Đại học Y - Dược. - Thư mục: tr. 188-193
ISBN 978-604-489-815-5

1. Y học 2. Nguyên lí 3. Tạo ảnh 4. Chẩn đoán hình ảnh 5. Giáo trình
616.0757 - dc23

DUM1000p-CIP

Mã số sách: GT/376-2025

Chủ biên

Nguyễn Thanh Thảo

Tham gia biên soạn

Nguyễn Công Quỳnh

Tôn Thất Nam Anh

Võ Thị Thiên Hưng

Hoàng Ngọc Thành

Nguyễn Thảo Vân

Huỳnh Thị Như Ngọc

LỜI GIỚI THIỆU

Trong những năm gần đây, Y học nói chung và chuyên ngành Chẩn đoán hình ảnh nói riêng đã có sự phát triển vượt bậc, mạnh mẽ, đóng góp quan trọng vào sự nghiệp chăm sóc sức khỏe cho nhân dân. Cùng với sự phát triển chung của Trường Đại học Y - Dược, Đại học Huế, Bộ môn Chẩn đoán hình ảnh đã có sự phát triển lớn mạnh về đội ngũ nhân lực và quy mô đào tạo, nghiên cứu khoa học.

Các giảng viên của Bộ môn Chẩn đoán hình ảnh, Trường Đại học Y - Dược, Đại học Huế đã tập trung biên soạn cuốn sách này với mục đích cung cấp tài liệu học tập cho sinh viên chuyên ngành kỹ thuật hình ảnh. Sách trình bày đầy đủ, súc tích về các vấn đề cơ bản của nguyên lý tạo ảnh siêu âm, X quang, cắt lớp vi tính và cộng hưởng từ trong y học. Sách cũng là tài liệu tham khảo bổ ích cho các học viên và đồng nghiệp ở chuyên ngành chẩn đoán hình ảnh và các chuyên ngành khác có liên quan.

Trường Đại học Y - Dược, Đại học Huế trân trọng giới thiệu đến các bạn đồng nghiệp và các bạn học viên, sinh viên.

Trân trọng cám ơn.

GS.TS. Nguyễn Vũ Quốc Huy

Hiệu trưởng Trường Đại học Y - Dược, Đại học Huế

LỜI NÓI ĐẦU

Trong những thập niên vừa qua, ngành kỹ thuật hình ảnh đã có bước tiến vượt bậc với sự xuất hiện của nhiều thế hệ máy mới, các thuật toán xử lý chuyên sâu và đặc biệt là sự ứng dụng trí tuệ nhân tạo trong thu nhận và hậu xử lý hình ảnh. Những tiến bộ này giúp nâng cao tốc độ công việc, chất lượng chẩn đoán và hiệu quả của kỹ thuật viên cũng như bác sĩ trong lĩnh vực này. Sự phát triển nhanh chóng đòi hỏi các nhân viên y tế phải liên tục cập nhật công nghệ mới, đồng thời nắm vững các kiến thức nền tảng của ngành.

Nguyên lý tạo ảnh của các phương pháp siêu âm, X quang, cắt lớp vi tính và cộng hưởng từ là những kiến thức cơ bản và cần thiết, không chỉ dành cho kỹ thuật viên hình ảnh và bác sĩ chẩn đoán hình ảnh mà còn quan trọng đối với các đồng nghiệp trong các lĩnh vực liên quan như y học hạt nhân, xạ trị và các chuyên ngành y học khác. Tại Việt Nam, tài liệu về các lĩnh vực này còn hạn chế. Chính vì vậy, nhóm tác giả đã biên soạn cuốn sách ***Giáo trình nguyên lý các phương pháp tạo ảnh*** nhằm cung cấp một tài liệu học tập cơ bản, cập nhật và dễ hiểu, phù hợp cho sinh viên kỹ thuật hình ảnh cũng như các đồng nghiệp ở các ngành y học liên quan.

Chúng tôi hy vọng cuốn sách sẽ trở thành nguồn tài liệu hữu ích cho sinh viên ngành kỹ thuật hình ảnh, đồng thời là tài liệu tham khảo quý giá cho các bác sĩ, kỹ thuật viên hình ảnh và các chuyên gia khác trong lĩnh vực chẩn đoán hình ảnh.

Xin chân thành cảm ơn sự quan tâm và ủng hộ của Quý độc giả.

Nhóm tác giả

DANH MỤC CÁC CHỮ VIẾT TẮT

AEC	Automatic Exposure Control
CT Scanner	Computed tomography scanner
CIN	Contrast medium induced nephropathy
DAS	Data Acquisition Systems
DFOV	Display Field of View
EBCT	Electron beam computed tomography
FBP	Filtered back projection
FLAIR	Fluid-attenuated inversion-recovery
FOV	Field of View
GRE	Gradient Echo
MDCT	Multidetector computed tomography
MIP	Minimum intensity projection
MRI	Magnetic Resonance Imaging
MTF	Modulation Transfer Function
NSF	Nephrogenic systemic fibrosis
RF	Radiofrequency
ROI	Region of interest
SDCT	Single-detector computed tomography
SE	Spin Echo
SFOV	Scan Field of View
STIR	Short TI inversion-recovery
SWI	Susceptibility weighted imaging
TE	Time to Echo
TR	Time to Repeat

MỤC LỤC

	Trang
Bài 1. Cơ bản vật lý học và nguyên lý tạo ảnh của siêu âm chẩn đoán	1
Bài 2. Bản chất và tính chất của tia X - Nguyên lý phát tia X	35
Bài 3. Cơ chế tạo ảnh X quang	51
Bài 4. Tổng quan về an toàn bức xạ trong X quang và cắt lớp vi tính	61
Bài 5. Cấu tạo và nguyên tắc hoạt động máy cắt lớp vi tính	75
Bài 6. Cơ chế tạo ảnh cắt lớp vi tính	85
Bài 7. Các thông số kỹ thuật và chất lượng hình ảnh	97
Bài 8. Các loại xảo ảnh trên cắt lớp vi tính	115
Bài 9. Nguyên lý vật lý cộng hưởng từ	129
Bài 10. Cấu tạo máy cộng hưởng từ - An toàn cộng hưởng từ - Thuốc đối quang từ	143
Bài 11. Các chuỗi xung cộng hưởng từ cơ bản	169
Bài 12. Các xảo ảnh thường gặp trong cộng hưởng từ	179

Bài 1

CƠ BẢN VẬT LÝ HỌC VÀ NGUYÊN LÝ TẠO ẢNH CỦA SIÊU ÂM CHẨN ĐOÁN

**** Mục tiêu học tập***

- Hiểu và trình bày được các đặc tính vật lý cơ bản và sự lan truyền của sóng siêu âm.

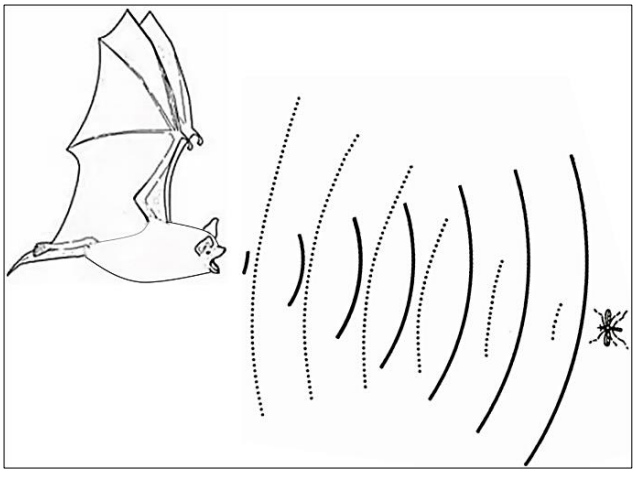
- Hiểu nguyên lý tạo ảnh và giải thích được các hiện tượng trong siêu âm chẩn đoán.

- Hiểu hiệu ứng Doppler và trình bày được một số loại chính của siêu âm Doppler.

I. Sơ lược lịch sử phát triển của siêu âm trong y học

- Siêu âm *(ultrasound)* là một trong những phương thức tạo ảnh được sử dụng phổ biến nhất trong y học. Siêu âm chẩn đoán cung cấp một phương tiện an toàn, không gây nhiễm xạ, không xâm lấn, đáng tin cậy và di động dễ dàng để tầm soát, chẩn đoán, theo dõi bệnh và tham gia điều trị bệnh.

- Kỹ thuật này được thúc đẩy bởi khoa học về sóng âm và được ứng dụng trong y học, với công nghệ tạo ảnh từ thu nhận phản hồi của sóng âm có tần số rất cao, tức là sóng siêu âm, khi nó được phát, lan truyền và tương tác với các cấu trúc mô của cơ thể.



Hình 1.1. *Định vị bằng tiếng vọng trong tự nhiên [4].*

Từ lâu, người ta nhận thấy dơi bay tìm mồi được trong đêm tối. Lịch sử của siêu âm đã có từ hàng trăm năm trước, bắt đầu vào cuối những năm 1700 với lời giải thích lý thuyết về định vị bằng tiếng vọng *(echolocation)* của loài dơi *(H.1.1)*.

Sau đó, các nghiên cứu công nghệ về siêu âm vào những năm cuối 1800 và đầu 1900; và cuối cùng đã phát triển thành một kỹ thuật tạo ảnh chẩn đoán và tham gia điều trị quan trọng trong y học hiện đại.

Sau đây là những phát kiến về siêu âm có ý nghĩa lịch sử:

- Năm 1794, L. Spallanzani nghiên cứu khả năng định vị bằng tiếng vọng của loài dơi bằng khả năng phát và nhận sóng siêu âm phản hồi.

- Năm 1842-1845, C. Doppler khám phá ra hiệu ứng Doppler.

- Năm 1880, hai anh em Jacques và Pierre Curie tìm ra hiệu ứng áp điện của một số vật liệu, nguyên lý hoạt động của chấn tử đầu dò *(transducer)* tạo nguồn phát và nhận sóng siêu âm, đặt nền móng cho sự phát triển của các thiết bị siêu âm.

- Năm 1889, D'Arsonval nghiên cứu sự truyền siêu âm trong mô người sống.

- Năm 1914, Fessenden và Langevin phát minh sonar và ứng dụng đầu tiên vào mục đích quân sự trong thế chiến thứ I dùng để phát hiện tàu ngầm.

- Sau đó, siêu âm còn được áp dụng trong thăm dò cấu trúc các vật liệu.

- Việc sử dụng siêu âm trong y học bắt đầu vào cuối những năm 1940 với công trình của G. Ludwig, J. Wild, K.T. Dussik,... Tác động của siêu âm trên các mô sinh học đã được nghiên cứu kỹ trước khi áp dụng kỹ thuật siêu âm trên cơ thể người, đã đi đến kết luận là: Siêu âm sử dụng trong phạm vi chẩn đoán không có hại gì cho cơ thể con người, kể cả những tế bào non.

- Năm 1942, K.T. Dussik đầu tiên thử ghi hình sọ não bằng siêu âm.

- Sau thế chiến thứ II, siêu âm được ứng dụng vào điều trị sớm hơn vào chẩn đoán trong lâm sàng. Siêu âm được dùng để điều trị như một liệu pháp vật lý. Hội nghị ở Erlangen 1950 đã tổng kết những kinh nghiệm điều trị bằng siêu âm.

- Năm 1949, tại Viện Nghiên cứu của Hải quân Mỹ, Ludwig và Struthers đã thử dò sỏi mật bằng máy siêu âm.

- Siêu âm kiểu A và kiểu B: các công trình của Howry và Bliss (1952), De Vlieger (1954), Donald (1958), Kratochwil (1966),…

- Năm 1957, S. Satomura và 1961, Franklin nghiên cứu dòng máu chảy bằng hiệu ứng Doppler.

- Từ đó đến nay, các tác giả ở khắp nơi đã ứng dụng, phát triển và cải tiến để siêu âm đạt độ chính xác cao trong chẩn đoán và trở thành một phương thức hình ảnh học được áp dụng rộng rãi trong y học. Ngày nay, ứng dụng của hiệu ứng

Doppler khảo sát dòng máu trong tim mạch và các tạng, sự phát triển siêu âm cản âm, siêu âm đàn hồi mô, siêu âm vi mạch, cùng với sự phát triển về công nghệ đầu dò siêu âm như đầu dò nội soi và nội mạch, đầu dò không dây và siêu âm bỏ túi, cũng như các cải tiến về xử lý và tái tạo hình ảnh (3D, 4D, 5D,…) đang hứa hẹn ứng dụng trong lâm sàng ngày càng hiệu quả hơn.

Các máy siêu âm hiện đại vẫn dựa trên các nguyên tắc vật lý ban đầu từ nhiều thế kỷ trước, mặc dù những tiến bộ trong công nghệ đã cải tiến các thiết bị và cải thiện chất lượng hình ảnh. Sự hiểu biết về cơ bản vật lý học của siêu âm là cần thiết trong việc sử dụng hiệu quả kỹ thuật siêu âm trong y học và diễn giải chúng một cách chính xác. Bài này khái quát bản chất của siêu âm cùng các đặc tính vật lý của nó khi lan truyền trong môi trường và mô tả sơ lược nguyên lý tạo ảnh của siêu âm chẩn đoán.

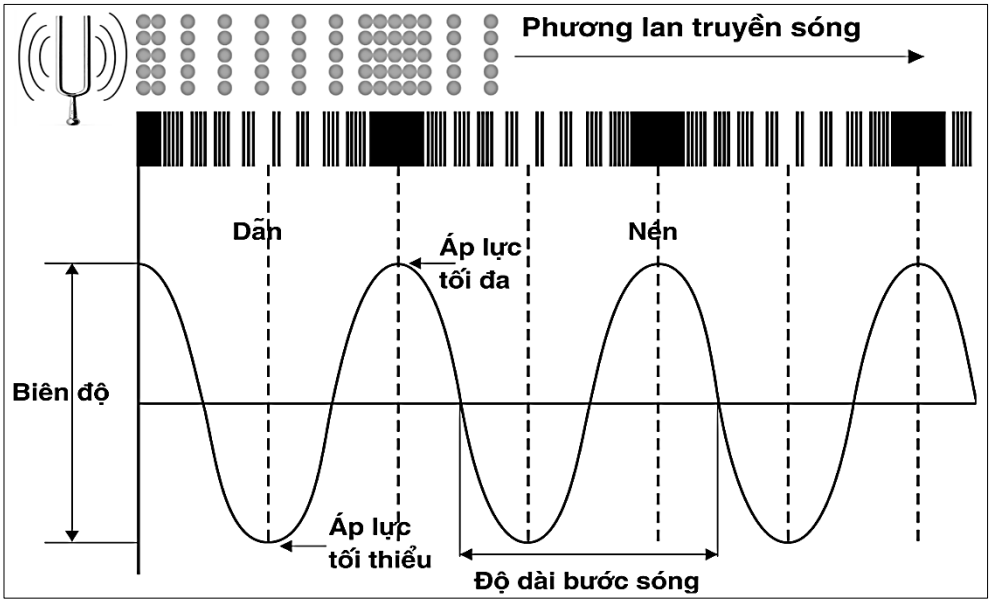
II. Những khái niệm cơ bản vật lý học của siêu âm

2.1. Các khái niệm cơ bản của sóng âm

- Sóng âm là một loại dao động cơ học được truyền đi trong một môi trường nhất định có các phân tử vật chất. Năng lượng cơ học này tác động vào các phân tử vật chất của môi trường làm cho chúng dao động khỏi vị trí cân bằng và tương tác các phân tử bên cạnh làm chúng dao động theo, tạo thành sóng lan truyền cho tới khi hết năng lượng.

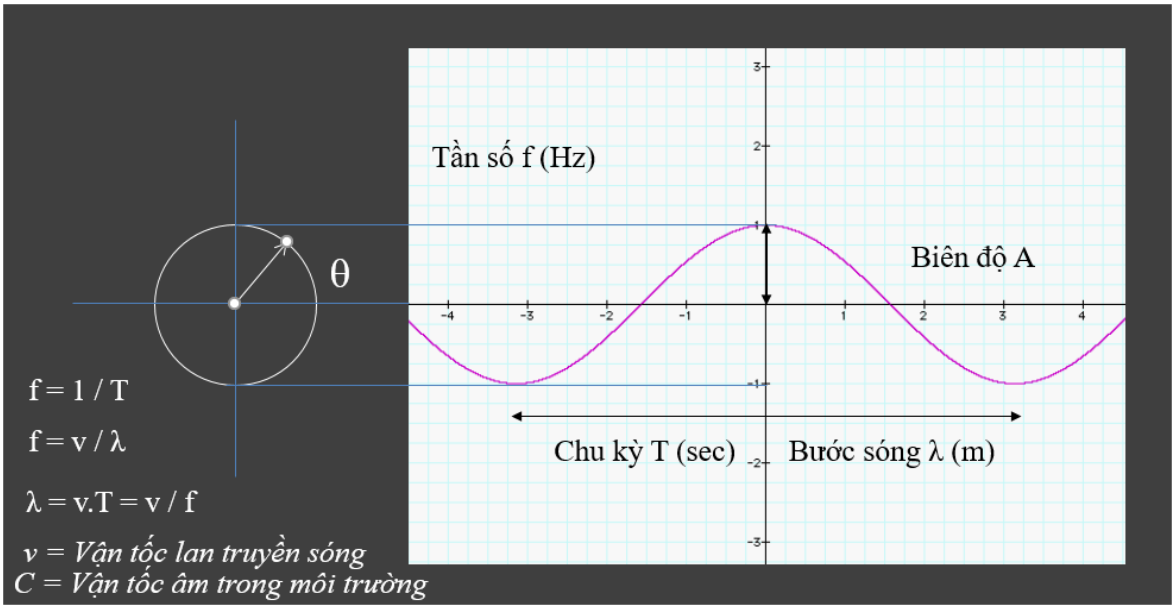
- Sóng cơ học lan truyền theo nhiều dạng khác nhau như sóng dọc (*longitudinal waves*), sóng biến dạng (*shear waves*) hoặc sóng ngang (*transverse waves*), sóng xoắn (*tortional waves*) và sóng bề mặt (*surface waves*). Năng lượng cơ học trong một dạng sóng âm có thể được chuyển đổi sang dạng khác, do đó, hầu hết các dạng sóng này không tồn tại riêng lẻ. Sóng âm khi lan truyền trong môi trường chất lỏng hoặc chất khí, chủ yếu dưới dạng sóng dọc (nghĩa là các phần tử môi trường dao động song song với phương truyền sóng). Trong môi trường chất rắn, sóng âm là sóng kết hợp chủ yếu là sóng dọc với sóng ngang (các phần tử môi trường dao động quanh vị trí trung bình của chúng vuông góc với phương truyền sóng). Tuy nhiên, để giản lược, trong bài này sẽ chỉ mô tả các sóng dọc, là sóng áp lực (*pressure waves*) hay sóng nén (*compressional waves*), được sử dụng phổ biến nhất trong tạo ảnh B-mode và Doppler.

Sóng áp lực là tập hợp của các chu kỳ dãn và nén, sự thay đổi này tuần tự theo dạng hình sin với các cực đại thể hiện áp lực tối đa và các cực tiểu thể hiện áp lực tối thiểu *(H.1.2).*



Hình 1.2. *Các chu kỳ dãn và nén của sóng âm (sóng dọc hay sóng áp lực) [4].*

- Thông qua dao động cơ học lan truyền theo dạng sóng dọc, sóng âm được đặc trưng bởi một số đại lượng vật lý như: tần số, biên độ, chu kỳ, bước sóng *(H.1.3)*.



Hình 1.3. *Một số đại lượng vật lý của sóng âm [4].*

Chu kỳ (T) là khoảng thời gian của một dao động (trong sóng âm là nén và dãn), đơn vị đo thường là giây (s).

- Tần số (f) là số chu kỳ dao động trong một giây, đơn vị đo là Hertz (Hz).

- Bước sóng (λ) là độ dài quãng đường sóng âm đi được trong một chu kỳ dao động, đơn vị đo là m hoặc mm.

- Vận tốc lan truyền sóng (v), trong sóng âm là vận tốc âm (C), là quãng đường mà sóng âm đi được trong một đơn vị thời gian, đơn vị đo thường là m/s.

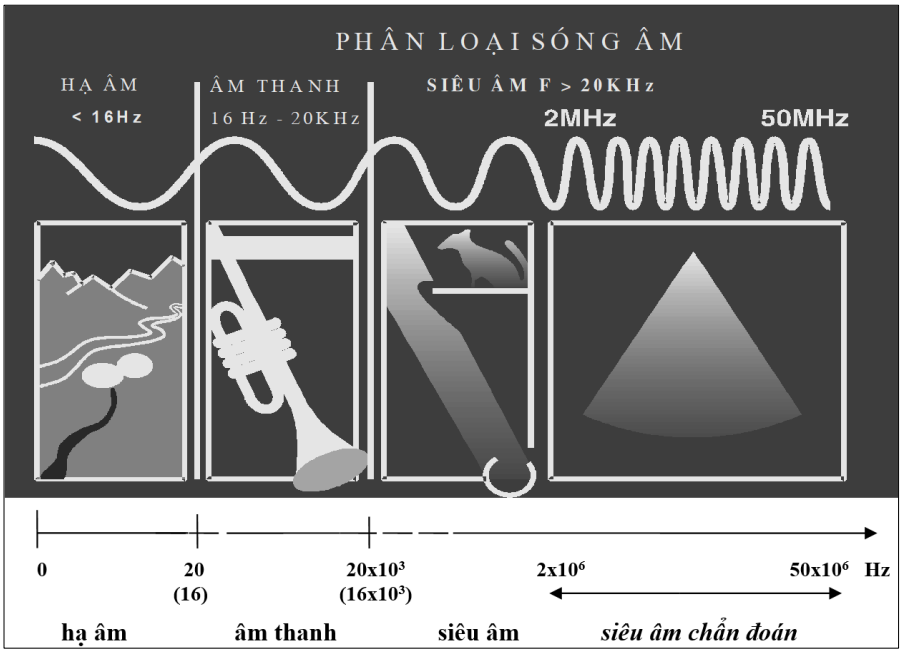
- Biên độ là khoảng cách lớn nhất giữa đỉnh cao nhất và thấp nhất (trong sóng âm là áp lực tối đa của nén và áp lực tối thiểu của dãn).

- Sóng âm được chia thành 3 loại theo tần số *(H.1.4)*:

+ Hạ âm (*infrasound*) có tần số thấp dưới 16Hz mà tai người không thể nghe được, như sóng địa chấn….

+ Âm thanh (*audible sound*) có dải tần từ 16Hz đến 20.000Hz trong giới hạn nghe được của con người (còn được gọi là âm nghe được, âm khả thính).

+ Siêu âm (*ultrasound*) là sóng âm có tần số cao trên 20.000Hz, vượt quá giới hạn nghe được của con người.



Hình 1.4. *Các loại sóng âm [5].*

- Trong y học, siêu âm chẩn đoán thường dùng tần số 2 - 50 MHz với cường độ 1 - 10 mW/cm^2. Trong giới hạn về tần số và cường độ này, siêu âm hoàn toàn an toàn đối với các mô sinh học. Cường độ này thấp hơn rất nhiều so với siêu âm sử dụng trong điều trị (tần số 0,7 - 0,9 MHz và cường độ 1 - 4 W/cm^2).

2.2. Tính chất vật lý của siêu âm

2.2.1. Các tính chất vật lý cơ bản của sóng cơ học

Siêu âm là sóng âm, có bản chất của sóng cơ học với có những tính chất vật lý tương tự các dao động cơ học khác.

1. Không lan truyền được trong chân không. Sóng âm là sóng cơ học, bản chất không thuộc sóng điện từ, nên cần có môi trường các phân tử vật chất để truyền qua (trong khi đó, các phổ sóng điện từ như sóng ánh sáng, tia X, tia phóng xạ… lan truyền được trong chân không).

2. Trong một môi trường có cấu trúc đồng nhất về đặc tính vật lý âm học, sóng âm lan truyền theo đường thẳng với vận tốc không thay đổi và cường độ bị suy giảm dần.

3. Trong các môi trường khác nhau về các đặc tính vật lý âm học, sóng âm lan truyền tuân theo các định luật phản xạ, khúc xạ và tán xạ khi truyền qua mặt phân cách âm học giữa hai môi trường có độ trở kháng âm khác nhau.

4. Không ion hóa môi trường (khác với tia X hoặc các sóng bức xạ hạt hoặc điện từ ion hóa khác).

Sóng âm khi lan truyền trong một môi trường đồng nhất về đặc tính vật lý âm học và khi lan truyền qua mặt phân cách âm học giữa hai môi trường có đặc tính vật lý âm học khác nhau sẽ được đề cập sau đây.

2.2.2. Truyền âm trong một môi trường đồng nhất về đặc tính vật lý âm học

Các đặc tính âm học cơ bản của một môi trường bao gồm độ trở kháng âm, độ hấp thụ cường độ sóng âm và vận tốc truyền âm.

Một môi trường đồng nhất về vật lý sẽ có trị số riêng và hằng định đối với các đặc tính âm học tùy theo cấu trúc vật lý của môi trường đó.

- Trở kháng âm (*acoustic impedance*)

Trở kháng âm (Za) là một đại lượng vật lý biểu thị cho khả năng cản trở của môi trường kháng lại sự lan truyền của sóng âm xuyên qua môi trường đó, nó phụ thuộc vào mật độ và vận tốc truyền âm của môi trường. Trở kháng âm có được do sự chuyển động của các phần tử của môi trường được tạo ra dưới tác động của sóng siêu âm.

$$Za = \rho \times C \text{ [rayls]} \ (kg/m^2 s 10^{-6})$$

ρ: Mật độ phân tử (tỷ trọng, khối lượng riêng) của môi trường ($kg/m^3.10^3$).

C: Vận tốc âm trong môi trường (m/s).

Trong cơ thể, các mô có cấu trúc không đồng nhất về đặc tính vật lý âm học. Do các mô có Za khác nhau nên tồn tại các mặt phân cách âm học giữa các mô và ngay cả trong mỗi một cấu trúc mô. Sóng siêu âm lan truyền và phản hồi từ các mặt

phân cách khác nhau đó và một số phản hồi âm trở về lại đầu dò để được xử lý tạo ảnh các mô.

- Hệ số hấp thụ âm (*acoustic absorption*) và độ suy giảm âm (*acoustic attenuation*)

Cường độ âm (*acoustic intensity*) là năng lượng của sóng âm truyền thẳng góc qua một đơn vị diện tích, được tính bằng đơn vị W/cm^2 hoặc giá trị tương đối bằng đơn vị dB (decibel).

Hệ số hấp thụ âm của một môi trường biểu thị độ suy giảm cường độ âm khi truyền trong môi trường đó do một phần âm năng tạo hiệu ứng ma sát tỏa nhiệt và tạo vi bọt. Tác dụng này được ứng dụng trong vật lý trị liệu của siêu âm.

Trong y học, siêu âm chẩn đoán có cường độ thấp, khoảng 1 - 10 mW/cm^2 (và tần số 2 - 50 MHz). Trong giới hạn này, hiệu ứng tỏa nhiệt và tạo vi bọt không đáng kể và hoàn toàn không gây tác hại đối với mô cơ thể. Cường độ này của siêu âm trong chẩn đoán thấp hơn rất nhiều so với cường độ của siêu âm sử dụng trong vật lý trị liệu (có cường độ cao 1 - 4 W/cm^2 và tần số thấp 0,7 - 0,9 MHz). Theo Viện Siêu âm Y học Mỹ (*AIUM: American Institute of Ultrasound in Medicine*), tác dụng sinh học của siêu âm trên mô động vật sẽ không đáng kể trong phạm vi sử dụng với cường độ I (SPTA) <100 mW/cm^2 và <500 J/cm^2 *(SPTA: Spatial Peak Temporal Average Intensity, Joules/cm^2 = Watt/cm^2.sec).*

Mỗi một môi trường có hệ số hấp thụ âm khác nhau, nên độ suy giảm âm cũng khác nhau. Ngoài ra, độ suy giảm âm còn phụ thuộc vào nhiệt độ của môi trường.

Trong siêu âm, hệ số hấp thụ âm (α) được tính bằng dB/cm ở tần số 1 MHz.

Tương quan giữa độ suy giảm âm (D) và tần số sóng âm (f) truyền trong một môi trường: $D = \alpha fd$ *(dB).*

Theo phương trình trên: Độ suy giảm của năng lượng sóng âm tỷ lệ thuận với khoảng cách lan truyền, hệ số hấp thụ âm của môi trường và tần số sóng âm.

Trong siêu âm chẩn đoán, tần số tăng thì độ suy giảm tăng, nghĩa là độ xuyên thấu giảm (ngược lại với bản chất của tia X). Tuy vậy, khi chọn đầu dò siêu âm tần số cao, nghĩa là có bước sóng ngắn, thì sẽ tạo hình ảnh có độ ly giải trục cao.

- Vận tốc âm truyền trong môi trường

Sóng âm truyền trong các môi trường khác nhau với các vận tốc khác nhau, phụ thuộc vào độ đàn hồi (độ cứng: B) và mật độ phân tử (ρ) của môi trường. Ở một môi trường nhất định, vận tốc âm truyền (C) là hằng định.

$$C = \sqrt{\frac{B}{\rho}} (m/s)$$

Tương quan của độ dài bước sóng (λ), tần số (f), chu kỳ (T) và khoảng cách (d):

$$C = \lambda . f = \lambda \frac{1}{T}, \quad d = \frac{t}{2} C$$

Do C hằng định, nên f tăng $\Rightarrow \lambda$ giảm $\Rightarrow$ độ ly giải tăng.

Biết được vận tốc âm (C), đo được thời gian đi về (t) $\Rightarrow$ xác định được vị trí của vật phản xạ (d).

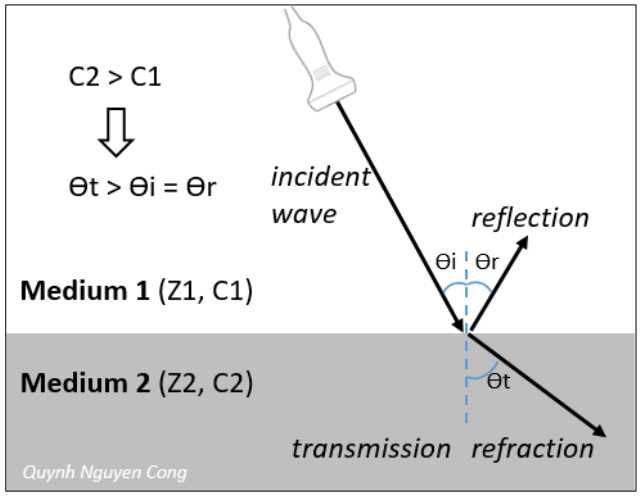
Vận tốc sóng siêu âm thay đổi khi truyền trong các mô khác nhau của cơ thể. Ví dụ, không khí có khả năng nén cao và mật độ thấp, tốc độ âm thanh tương đối thấp; xương cứng và đặc, tốc độ âm thanh tương đối cao; và mô mềm có đặc tính chịu nén và mật độ với tốc độ trung bình *(B.1.1)*. Các thiết bị siêu âm chẩn đoán giả định vận tốc là C = 1540m/s, đây là vận tốc trung bình của "mô mềm" (không kể khí và xương), mặc dù có sự khác biệt nhỏ về vận tốc thực tế đối với các mô khác nhau. Sự khác biệt này dẫn đến một số hiện tượng xảo ảnh *(artifacts)* không mong muốn trong xử lý tạo ảnh.

Tóm lại, trong một môi trường có cấu trúc đồng nhất về đặc tính vật lý âm học, sự lan truyền sóng âm phụ thuộc chủ yếu vào trở kháng âm của môi trường đó, theo hướng với vận tốc không thay đổi, và cường độ bị suy giảm dần theo quãng đường truyền tỷ lệ thuận với độ hấp thụ của môi trường và tần số của sóng âm.

2.2.3. Truyền âm qua mặt phân cách giữa hai môi trường khác nhau về các đặc tính vật lý âm học

- Sự phản xạ và khúc xạ (*reflection and refraction*)

Khi truyền âm qua mặt phân cách giữa hai môi trường có trở kháng âm khác nhau, một phần sóng siêu âm tiếp tục xuyên qua, một phần bị phản xạ trở lại. Tổng năng lượng sóng phản xạ và sóng xuyên qua bằng năng lượng của sóng tới. Hướng của chùm sóng phản xạ và sóng xuyên qua tuân theo định luật phản xạ và khúc xạ.



Trở kháng âm: Độ khác biệt trở kháng âm giữa hai môi trường càng lớn thì phần phản xạ càng lớn và phần xuyên qua càng nhỏ.

Hệ số phản xạ (R):

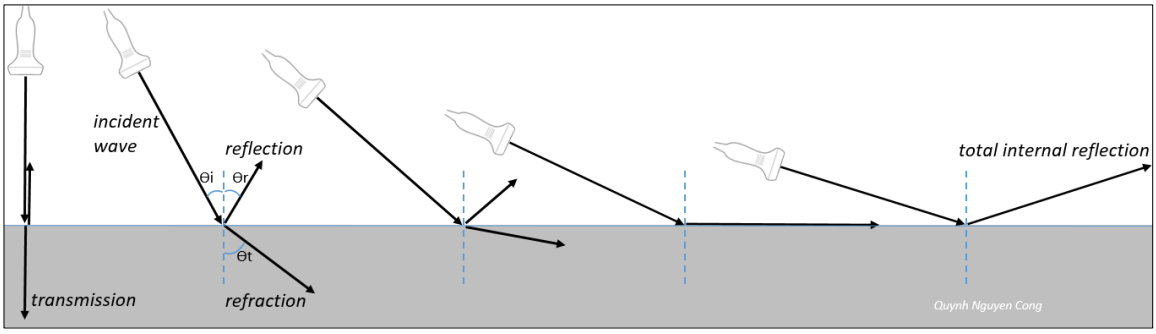
$$R = \frac{Ir}{Ii} = \left[\frac{Z2.\cos\theta i - Z1.\cos\theta t}{Z2.\cos\theta i + Z1.\cos\theta t}\right]^2$$

(R phụ thuộc Θi)

Hệ số truyền qua: 1-R

Trường hợp tia sóng tới *(incident wave)* thẳng góc với mặt phân cách: $\theta = 0^o$

$$\cos\theta i = \cos\theta t = 1 \Rightarrow R = \left[\frac{Z2 - Z1}{Z2 + Z1}\right]^2$$



Hình 1.5. *Hiện tượng phản xạ và khúc xạ của sóng âm.*

Hướng sóng âm: 3 trường hợp *(H.1.5)*:

1. Tia tới vuông góc với mặt phẳng hồi (Θi = 0: *normal incidence*): hướng của tia tới, tia phản xạ và tia xuyên qua có trục trùng nhau (Θt = Θr = Θi = 0).

2. Tia tới hợp với mặt phản hồi một góc (Θi ≠ 0: *non-normal incidence*) tia phản xạ đối xứng với tia tới qua đường vuông góc mặt phân cách. Tia xuyên qua sẽ bị đổi hướng, hiện tượng này gọi là khúc xạ (Θt ≠ Θr = Θi ≠ 0). Như vậy, khúc xạ là sự thay đổi hướng truyền qua của sóng âm khi tia tới không vuông góc với mặt phân cách và vận tốc âm truyền trong hai môi trường là khác nhau.

- Nếu C2 > C1: Θt > Θi.

- Nếu C_2 < C1: Θt < Θi.

Bởi vì giả định rằng xung siêu âm truyền đi và phản hồi theo đường thẳng trong xử lý tạo ảnh của các thiết bị siêu âm chẩn đoán, nên khi xảy ra hiện tượng khúc xạ giữa các mô khác nhau sẽ dẫn đến hiện tượng xảo ảnh gây sai lệch giải phẫu siêu âm.

3. Tia tới gần như lướt trên mặt phân cách (Θi tiến gần 90^0)

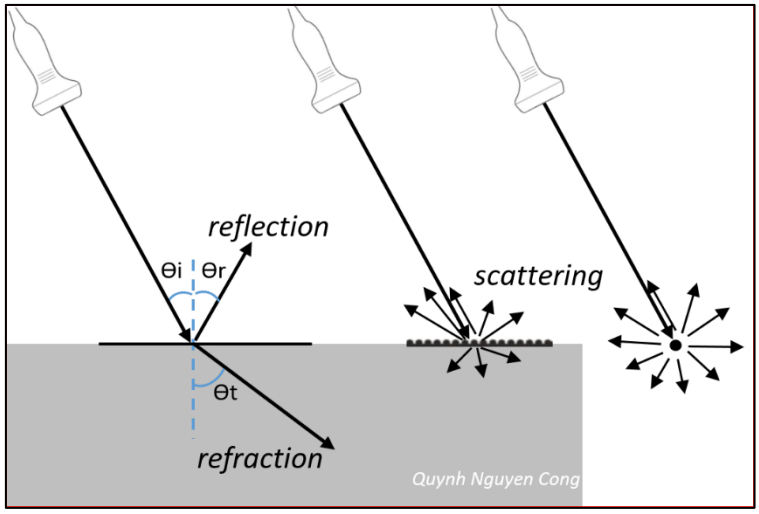
- Nếu C2 > C1: sẽ tồn tại góc tới hạn (*critical angle*), khi góc tới vượt quá góc tới hạn thì sẽ sóng âm không có xuyên qua mà toàn bộ được phản xạ: Hiện tượng phản xạ toàn phần (*total internal reflection*).

- Nếu $C_2 < C1$: sẽ không tồn tại góc tới hạn.

Khi mặt phân cách giữa các mô là mặt cong thì gọi là tia tiếp tuyến và góc tiếp tuyến, tạo ra xảo ảnh bóng lưng bên.

- Sự tán xạ (*scattering*)

Khi bề rộng mặt phân cách phẳng lớn hơn bước sóng âm nhiều lần (gấp 10 - 20 lần) thì nó phản xạ và khúc xạ như một gương phản chiếu (*specular reflection*).



Hình 1.6. *Hiện tượng phản xạ, khúc xạ và tán xạ của sóng âm.*

Khi sóng âm truyền tới những mặt phân cách có bề rộng nhỏ hơn bước sóng siêu âm, sẽ xảy ra sự tán xạ sóng âm. Tán xạ còn được gọi là phản xạ khuếch tán (*diffuse reflection*) hay là phản xạ không phản chiếu (*non-specular reflection*). Khi đó, vật phản xạ sẽ là vật tán xạ.

Sóng tán xạ có xu hướng lan truyền theo mọi hướng nên cường độ của nó rất nhỏ và chỉ một phần rất nhỏ theo hướng trở lại nguồn (đầu dò).

Sóng tán xạ không phụ thuộc góc tới của tia tới *(H1.6).*

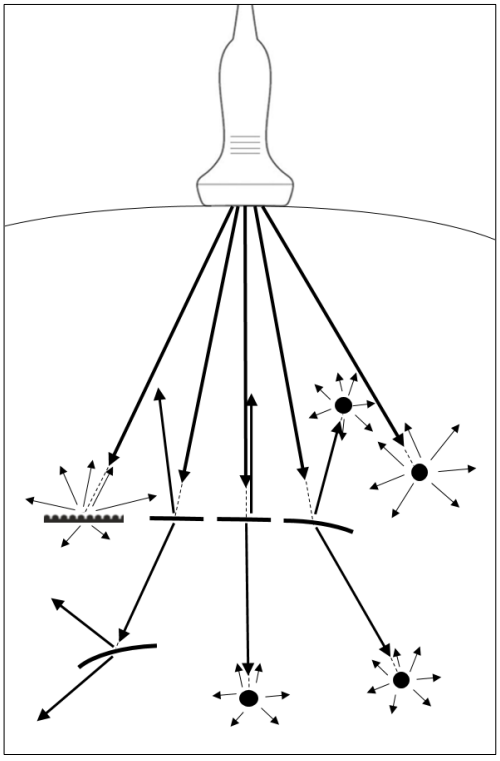
Tóm lại, trong môi trường có cấu trúc không đồng nhất về đặc tính vật lý âm học, nghĩa là tồn tại trong môi trường đó các mặt phân cách âm học giữa các thành phần cấu trúc có trở kháng âm khác nhau theo các tính chất và mức độ thay đổi, sẽ dẫn đến các hiện tượng phản xạ, khúc xạ và tán xạ khi sóng âm lan truyền qua. Bên cạnh sự thay đổi về hướng truyền đó, sự suy giảm dần của cường độ sóng âm bởi nhiều quá trình khác nhau cần được xét đến, bao gồm các yếu tố của môi trường như trở kháng âm và hấp thụ âm của mỗi một thành phần cấu trúc; hiện tượng phản xạ, khúc xạ và tán xạ xảy ra tại các mặt phân cách âm học. Ngoài ra, sự suy giảm cường độ còn phụ thuộc yếu tố của sóng âm như tần số, sự nhiễu xạ (*diffraction*) và sự phân kỳ (*divergence*) của chùm sóng âm. Cường độ suy giảm thường được biểu thị dưới dạng hệ số suy giảm âm (*acoustic attenuation coefficient*).

2.2.4. Sự lan truyền của siêu âm trong các mô của cơ thể

Các mô trong cơ thể là môi trường có cấu trúc không đồng nhất về đặc tính vật lý âm học, nên luôn tồn tại các mặt phân cách âm học giữa các mô có đặc tính mô học khác nhau và ngay cả trong mỗi một cấu trúc mô được gọi là đồng nhất về đặc tính mô học.

Do vậy, khi một mô được mô tả có cấu trúc hồi âm đồng nhất thì được hiểu là mô đó có tính đồng nhất về đặc tính mô học mang ý nghĩa tương đối, không đồng nghĩa với tính đồng nhất về đặc tính vật lý âm học của một môi trường mà trong đó không tồn tại mặt phân cách âm học *(B.1.1 và 1.2).*

Sóng siêu âm, bao gồm sóng tới và sóng phản hồi, khi lan truyền và tương tác với các cấu trúc mô của cơ thể, tại chính các mặt phân cách âm học đó sẽ xảy ra các hiện tượng phản xạ, khúc xạ và tán xạ và chỉ những sóng siêu âm phản hồi được đầu dò thu nhận mới tạo nên hình ảnh hồi âm của các cấu trúc mô của cơ thể *(H.1.7).*



Hình 1.7. *Hiện tượng phản xạ, khúc xạ và tán xạ của sóng siêu âm khi lan truyền trong các mô của cơ thể.*

Đối với các mô có sự khác biệt lớn về trở kháng âm, ví dụ như giữa mô với không khí hoặc mô với xương, tại các bề mặt phân cách có hệ số phản xạ rất cao này cường độ sóng tới được phản xạ gần 100% và cường độ sóng xuyên qua gần như không đáng kể, nên không thể quan sát được các cấu trúc phía bên kia các mặt

phân cách này, đây là một hạn chế chủ yếu của siêu âm, do đó cần phải tránh chúng trong thực hành khám siêu âm để đạt được sự lan truyền tốt của sóng siêu âm.

Gel siêu âm tiếp giáp giữa bề mặt đầu dò và bề mặt da vùng tiếp xúc được sử dụng nhằm loại bỏ các túi khí phản xạ siêu âm giữa hai bề mặt đó.

Khi sóng siêu âm tới mặt phân cách giữa các mô ở một góc khác 90^0, sóng phản xạ sẽ hướng ra khỏi phạm vi thu nhận tín hiệu hồi âm của đầu dò; do đó, hướng chùm sóng tới càng vuông góc càng tạo ảnh rõ các bề mặt phân cách này.

Sự tán xạ xảy ra khi siêu âm truyền qua một mô hoặc một mặt phân cách giữa các mô, giúp ta nhận định được tính chất của cấu trúc mô hoặc bề mặt đó. Sự thay đổi biên độ và mật độ tán xạ từ vùng mô này sang vùng mô khác dẫn đến sự khác biệt độ sáng *(brightness)* hay độ hồi âm *(echogenicity)* của vùng mô tương ứng trên hình ảnh siêu âm. Sóng tán xạ lan truyền theo mọi hướng và chỉ một phần rất nhỏ theo hướng trở lại đầu dò để được thu nhận tạo ảnh hồi âm. Tín hiệu hồi âm tán xạ phổ biến hơn so với tín hiệu hồi âm phản chiếu trên hình ảnh siêu âm, và càng nhiều hơn khi sử dụng đầu dò có tần số siêu âm cao hơn.

Các phần tử gây ra hiện tượng tán xạ trong cơ thể là hồng cầu, tế bào của các nhu mô các tạng (gan, thận,…) và một số bề mặt phân cách không nhẵn giữa các mô hoặc giữa các tạng.

Bảng 1.1. *Đặc tính âm học đối với một số môi trường mô sinh học của cơ thể.*

Mô, Môi trường	**Khối lượng riêng** (ρ) $kg/m^3.10^3$	**Vận tốc âm** *(C) m/s*	**Trở kháng âm (Za)** $kg/m^2.s.10^{-6}$	**Hệ số suy giảm âm ở 1 MHz** *dB/cm*
Khí	0,00129	345	0,00042	1,7
Nước	1,0	1.520	1,52	0,002
Máu	1,0	1.560	1,56	0,1
Nước tiểu	1,02	1.535	1,57	0,0025
Mỡ	0,97	1.450	1,41	0,4
Cơ	1,07	1.570	1,68	0,7
Gan	1,06	1.560	1,65	0,6
Thận	1,04	1.555	1,61	0,5
Não	1,03	1.520	1,56	0,5
Da	1,1	1.950	2,15	1
Xương	3,2	2.200	7,3	5

Bảng 1.2. *Hệ số phản xạ (%) của một số mặt phân cách.*

Máu - não:	0,31	Cơ - mỡ:	11,40
Máu - cơ:	1,50	Cơ - xương:	57,90
Máu - thận:	2,10	Nước - xương sọ:	61,30
Máu - gan:	2,70	Khí - mô mềm:	99,95
Máu - mỡ:	9,90	Nước - mô mềm:	2,90-6,60

(Hansmann, Hackeloer, Staudach)

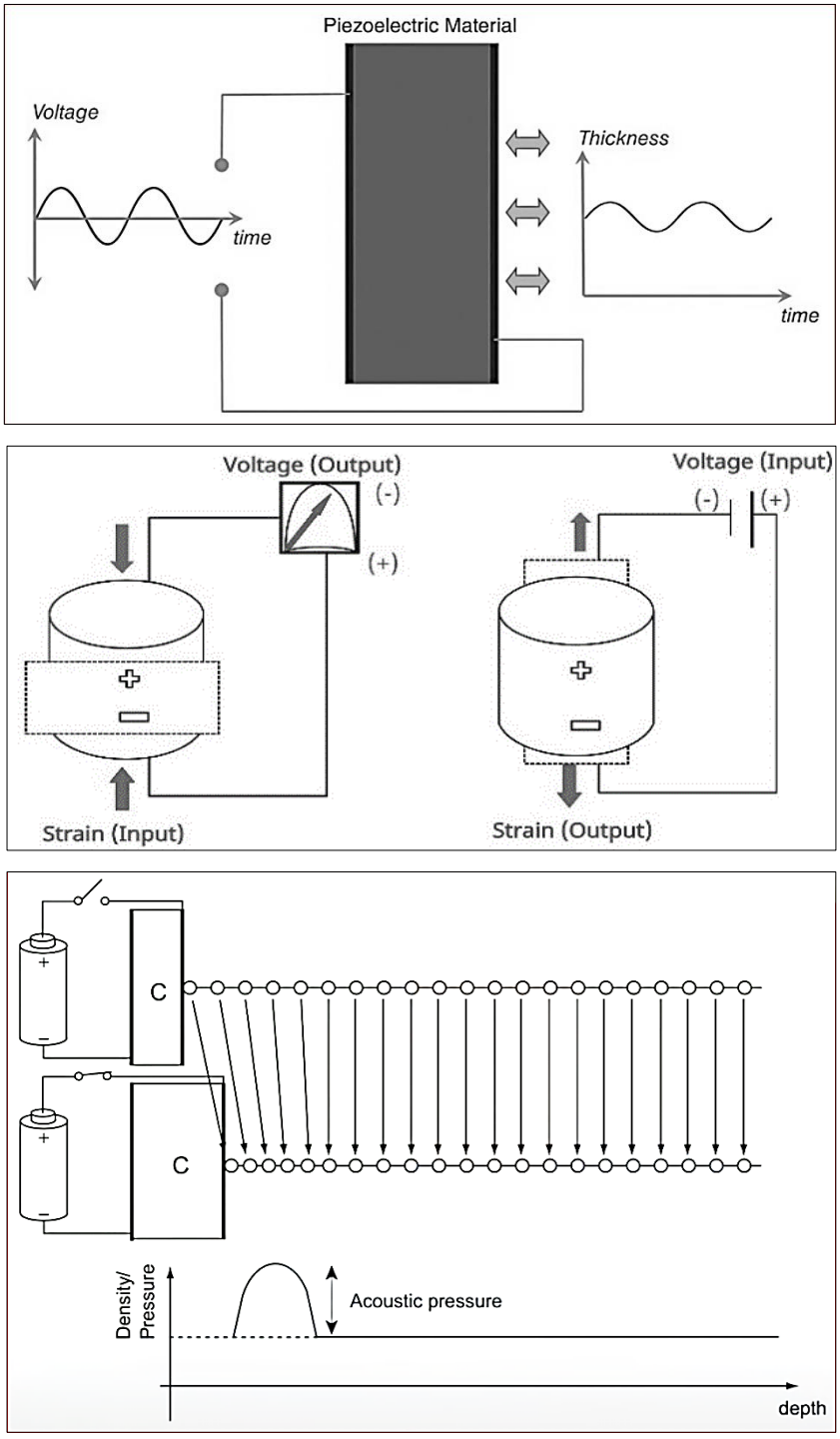
III. SƠ LƯỢC NGUYÊN LÝ TẠO ẢNH CỦA SIÊU ÂM CHẨN ĐOÁN

3.1. Hiệu ứng áp điện và đầu dò siêu âm (piezoelectric effect and ultrasound probes)

Đầu dò là bộ phận vừa phát vừa nhận sóng siêu âm theo nguyên lý của hiệu ứng áp điện. Tất cả các đầu dò siêu âm đều có các bộ chuyển đổi (*transducer*) được gọi là chấn tử hay biến tử, giúp chuyển đổi tín hiệu điện thành sóng siêu âm và ngược lại, sóng siêu âm thành tín hiệu điện.

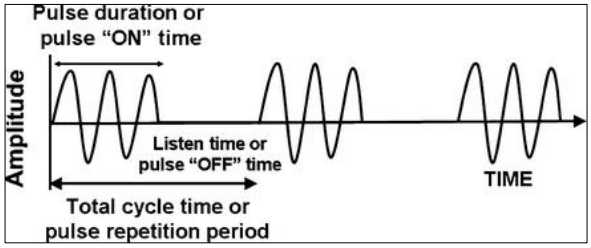
Các bộ chuyển đổi được cấu tạo bởi các vật liệu áp điện, còn gọi là phần tử áp điện (*piezoelectric materials/elements*), mà nó hoạt động theo nguyên lý hiệu ứng áp điện (*piezoelectric effect*): Đó là sự cảm ứng của một tích điện trong đáp ứng với một tác động ứng suất biến dạng cơ học (piezo có nguồn gốc từ tiếng Hy Lạp nghĩa là ấn ép).

Hiệu ứng áp điện có tính thuận nghịch: Điện áp xoay chiều tạo ra sự co và dãn của vật liệu áp điện của chấn tử, tạo ra các pha nén và pha dãn của sóng siêu âm (nghịch). Khi áp suất của sóng siêu âm phản hồi tác động lên vật liệu áp điện, sẽ tạo ra điện áp (thuận/trực tiếp). Tần số và biên độ dịch chuyển nén-dãn của vật liệu áp điện (tương ứng sóng siêu âm) tỷ lệ thuận với tần số và điện áp xoay chiều *(H.1.8).*



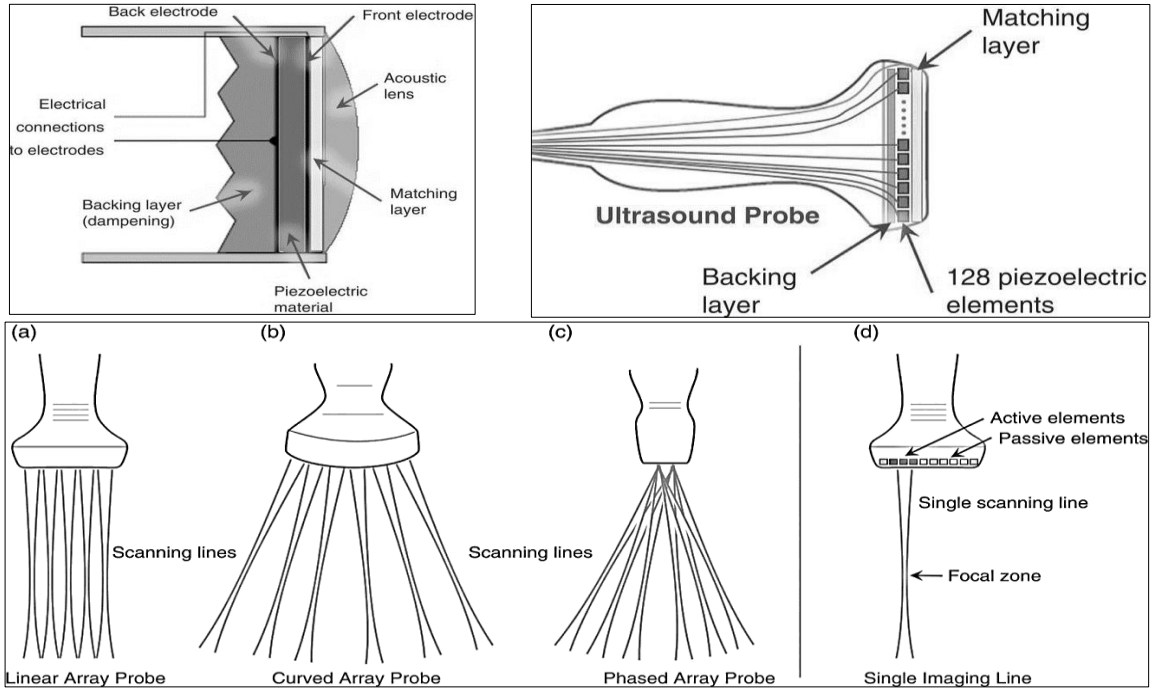
Hình 1.8. *Bộ chuyển đổi và nguyên lý hoạt động của hiệu ứng áp điện [4].*

Tính thuận nghịch này được ứng dụng trong cùng một bộ chuyển đổi tạo ra sóng siêu âm truyền vào cơ thể và cũng cảm biến được sóng siêu âm phản hồi từ cơ thể mà nó thu nhận được để tạo ảnh hồi âm.



Hình 1.9. *Xung sóng siêu âm [4].*

Đối với hầu hết các kiểu siêu âm (không kể Doppler liên tục), các chấn tử đầu dò phát ra một số chu kỳ sóng giới hạn được gọi là xung (*pulse on time*). Khoảng thời gian giữa các xung (*pulse off time*), đầu dò ở trạng thái "im lặng" chờ nhận các hồi âm từ cơ thể cũng dưới dạng các xung phản hồi *(H.1.9)*. Đầu dò ghi nhận được khoảng thời gian "đi và về" (t) của mỗi xung sóng siêu âm, từ đó tính được khoảng cách (d), nghĩa là vị trí của cấu trúc theo trục trung tâm với trị số trung bình của vận tốc trong mô mềm (C=1540m/s), theo công thức $d = \frac{t}{2}C$.



Hình 1.10. *Cấu tạo đầu dò siêu âm [4].*

Một vỏ bảo vệ (*protective case*) bao gồm tấm chắn điện (*electrical shield*) và vật liệu cách âm (*acoustic insulator*) để ngăn chặn nhiễu điện và nhiễu âm. Một lớp tiếp hợp (*matching layer*) giúp cải thiện hiệu quả truyền sóng âm giữa các phần tử áp điện và da. Vật liệu đệm (*backing material*) phía sau tấm áp điện là bộ giảm chấn để hấp thụ năng lượng sóng siêu âm do rung chấn của các phần tử áp điện (*piezoelectric elements*).

Độ dày và hình dạng của vật liệu áp điện quyết định tần số cộng hưởng của đầu dò siêu âm. Cùng một vật liệu áp điện có thể được tạo hình ở các kích cỡ khác nhau để tạo ra các bộ chuyển đổi hoạt động ở các tần số khác nhau. Tần số cộng hưởng là tần số mà với nó đầu dò hoạt động hiệu quả nhất, nghĩa là có biên độ cao nhất.

Chùm sóng siêu âm từ chấn tử phát ra và quét theo loại cơ học (có động cơ bên trong) hoặc loại điện tử. Tùy thuộc vào độ phân kỳ của chùm tia phát sóng siêu âm mà dãy chấn tử (*array*) được sắp xếp theo các kiểu đầu dò tương ứng khác nhau (linear, curved or convex array, phased or sector, endocavitary,…) *(H.1.10)*. Bên cạnh các đầu dò tạo ảnh 2D, còn có đầu dò khối tạo ảnh 3D, 4D *(H.1.13)*.

3.2. Tạo ảnh siêu âm

Hình ảnh siêu âm là hình ảnh cắt lớp được tạo ra từ sóng siêu âm phản hồi từ cơ thể. Các sóng phản hồi này là kết quả của các hiện tượng vật lý âm học - phản xạ, khúc xạ và tán xạ - xảy ra khi sóng siêu âm được phát ra từ đầu dò lan truyền trong cơ thể. Các hiện tượng này có thể lặp đi lặp lại nhiều lần khi tương tác với các mặt phân cách khác nhau tồn tại trong mỗi một cấu trúc mô và giữa các mô khác nhau do tính không đồng nhất của chúng về đặc tính vật lý âm học. Chùm xung sóng siêu âm phát từ các chấn tử đầu dò là xác định và tương đối đồng nhất, khi sóng lan truyền trong cơ thể và phản hồi sẽ không còn đồng nhất. Chỉ những sóng phản hồi, bao gồm phản xạ và tán xạ, trở lại đầu dò được gọi là hồi âm (*echo*), nghĩa là chỉ những sóng phản xạ từ những mặt phân cách thẳng góc với trục của sóng tới và chỉ phần nhỏ sóng tán xạ hướng về đầu dò mới được đầu dò thu nhận và tạo ảnh siêu âm các mô của cơ thể.

Hồi âm được chấn tử đầu dò thu nhận và sau đó được chuyển đổi thành tín hiệu điện. Mỗi chấn tử cung cấp một tín hiệu điện riêng biệt được gọi là tín hiệu kênh (*channel signal*), trong đó có các thông tin về biên độ và khoảng cách (tương ứng ứng suất và thời gian của hồi âm). Tất cả các tín hiệu kênh đều được xử lý để tái tạo hình ảnh thời gian thực (*real time*) ở các kiểu tạo ảnh khác nhau, bao gồm 3 bước chính: tiền xử lý *(pre-processing)* nhằm khuếch đại tín hiệu và loại bỏ nhiễu, tiếp nhận định dạng chùm tia (*receive beamforming*) để tái tạo hình ảnh và hậu xử lý (*post-processing*) để nâng cao chất lượng hình ảnh.

Tiền xử lý là bước đầu tiên nhằm khuếch đại các tín hiệu kênh thu được của hồi âm vì biên độ của chúng thường quá nhỏ để tăng cường tín hiệu thu được và loại bỏ nhiễu cho từng tín hiệu kênh. Bên cạnh bộ tiền khuếch đại tín hiệu (*signal pre-amplifiers*) mà người dùng không có quyền truy cập, còn có hai loại bộ khuếch đại mà người dùng có thể điều chỉnh: bộ khuếch đại toàn phần (*overall amplifier*)

và bộ khuếch đại từng phần, hay còn gọi bù tín hiệu thu được theo thời gian / độ sâu (*depth-/time-gain compensation: DGC/TGC*). Các bộ khuếch đại này nhằm tăng cường tín hiệu thu được nhưng chúng cũng khuếch đại nhiễu. Tín hiệu càng xa đầu dò càng yếu thì càng được khuếch đại tăng cường, do vậy càng bị nhiễu.

3.3. Một số giả định trong xử lý tạo ảnh hồi âm và các xảo ảnh liên quan

Các xung siêu âm được phát ra từ các chấn tử đầu dò với biên độ, hướng và tần số xác định. Khi lan truyền và tương tác với các mô trong cơ thể dẫn đến sự thay đổi nhiều hoặc ít các thông số này theo các quy luật vật lý âm học. Như vậy, để máy siêu âm có thể xử lý tạo ảnh thì cần phải có những giả định về các thông số của hồi âm. Tất cả các hồi âm từ cơ thể bất kể từ hướng nào trở về một chấn tử với các thông số thay đổi nhiều hoặc ít đều được thu nhận và xử lý tạo ảnh các tín hiệu hồi âm đó theo các thông số giả định rằng:

(1) Các xung siêu âm truyền đi và phản hồi đều được giả định theo trục thẳng trung tâm của chùm tia chính. Nghĩa là tất cả các hồi âm trở về chấn tử từ mọi hướng khác nhau đều được xử lý tạo ảnh theo trục trung tâm.

(2) Vận tốc của tất cả các mô mềm đều được giả định theo trị số trung bình C=1540m/s.

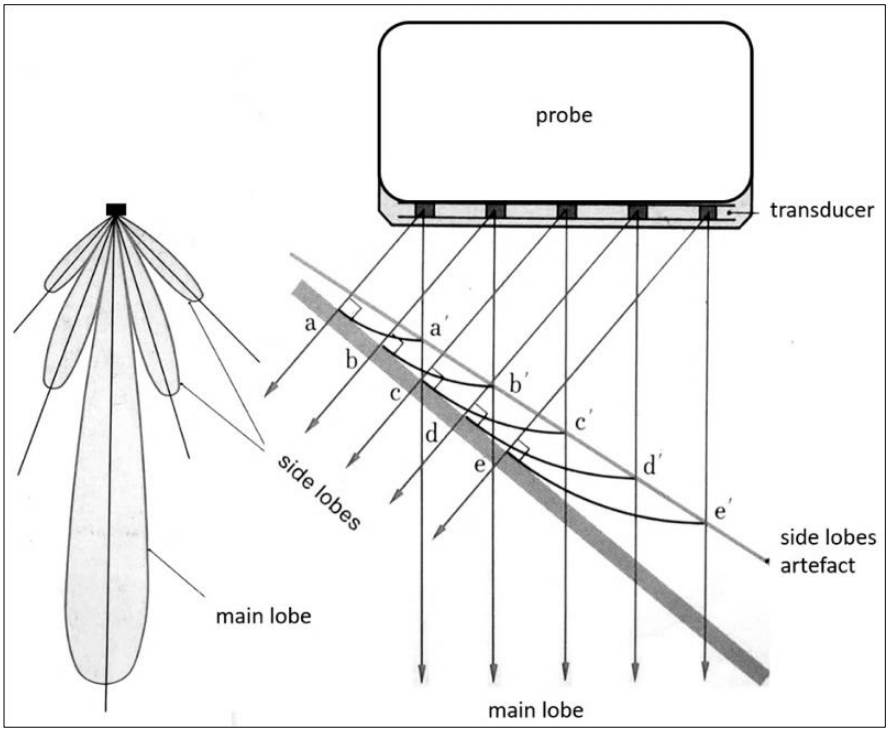
(3) Khoảng thời gian "đi và về" (t) của xung siêu âm đối với một cấu trúc nhất định của cơ thể đều được giả định đi và về chỉ một lần, để tính khoảng cách và tạo ảnh vị trí của cấu trúc theo trục trung tâm.

(4) Khoảng thời gian "đi và về" của xung càng dài thì hồi âm được giả định từ khoảng cách càng xa đầu dò, nghĩa là trên hình ảnh siêu âm được thể hiện từ các vùng khảo sát càng sâu của cơ thể. Những tín hiệu hồi âm từ các khoảng cách càng sâu của cơ thể thì biên độ suy giảm càng nhiều theo cách không đồng đều như nhau, nhưng tất cả biên độ tín hiệu hồi âm đó đều được bù đồng đều như nhau đối với từng khoảng cách bởi bộ phận khuếch đại từng phần và được bù tăng dần theo khoảng cách bởi bộ phận khuếch đại toàn phần. Các biên độ khuếch đại này có thể được điều chỉnh từng phần và toàn phần cho phù hợp với hình ảnh giải phẫu siêu âm.

Khi xảy ra sai lệch thông số thực tế của tín hiệu hồi âm so với các thông số giả định của máy siêu âm về hướng, vận tốc, thời gian hoặc độ suy giảm, sẽ dẫn đến hình ảnh siêu âm được thể hiện sai lệch và không phản ánh đúng như thực tế, được gọi là các xảo ảnh (*artifacts, artefacts*). Bên cạnh đó, hiện tượng nhiễu xạ (*diffraction*) và các nhiễu ảnh hay tạp âm (*noises*) cũng dẫn đến sai lệch hình ảnh giải phẫu siêu âm.

Chùm sóng siêu âm phát từ các chấn tử đầu dò là xác định và tương đối đồng nhất. Một xung sóng siêu âm phát ra từ một chấn tử bao gồm một chùm tia chính (*main lobe*) đơn độc theo trục trung tâm có cường độ mạnh và các chùm tia phụ (*side lobes*) theo các trục lệch dần với trục trung tâm có cường độ tương ứng yếu dần hơn rất nhiều. Các hồi âm từ các chùm tia phụ cũng như từ chùm tia chính đều được chấn tử thu nhận và chuyển đổi thành tín hiệu hình ảnh theo định dạng chùm tia giả định là trục trung tâm của chùm tia chính. Hồi âm từ các chùm tia phụ sẽ gây nên hiện tượng xảo ảnh chùm tia phụ (*side lobes artifact*) *(H.1.11)*. Xảo ảnh này là một ví dụ trong nhiều loại xảo ảnh xuất phát từ các hiện tượng vật lý âm học khác nhau khi lan truyền và phản hồi từ các mô của cơ thể.

Trong thực hành siêu âm chẩn đoán, sự hiểu biết về bản chất vật lý và nguyên lý tạo ảnh của siêu âm, cũng như cơ chế tạo ra các xảo ảnh là rất quan trọng trong nhận định và lý giải các dấu hiệu hình ảnh. Chẳng hạn, xảo ảnh có thể dẫn đến đến nhận định sai lầm về hình ảnh của cấu trúc mô cơ thể. Tuy nhiên, sự nhận biết đúng đắn về xảo ảnh không những tránh được những nhận định sai lầm đó mà còn có thể được bổ sung thông tin quan trọng từ những dấu hiệu xảo ảnh đó giúp cho sự lý giải và nhận định chính xác hình ảnh siêu âm.



Hình 1.11. *Hiện tượng xảo ảnh của chùm tia phụ [5].*

3.4. Độ phân giải không gian của siêu âm

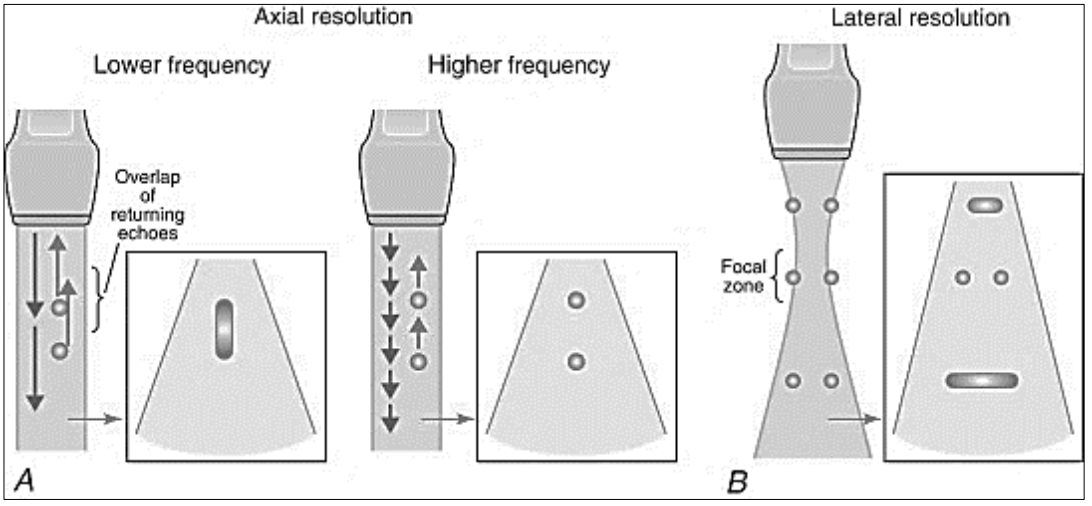
Khi đánh giá hiệu suất của hệ thống hình ảnh, thì phải xét đến 3 loại độ phân giải khác nhau: độ phân giải không gian (*spatial resolution*) độ phân giải thời gian (*temporal resolution*) và độ phân giải tương phản (*contrast resolution*).

Độ phân giải không gian của hình ảnh siêu âm là khả năng phân biệt các vật thể riêng biệt theo ba chiều của chùm xung siêu âm *(H.1.12 và 1.13)*: độ phân giải trục (x), độ phân giải bên (y) và độ phân giải cao (z):

- Độ phân giải trục (*axial resolution*): theo phương dọc đường truyền của chùm tia (x); là khả năng phân biệt hai điểm dọc theo trục chùm tia và được xác định bởi tần số sóng siêu âm. Khi tần số cao hơn được chọn, bước sóng sẽ ngắn hơn, mang lại độ phân giải trục tốt hơn. Lưu ý khi tăng tần số siêu âm thì độ xuyên thấu giảm.

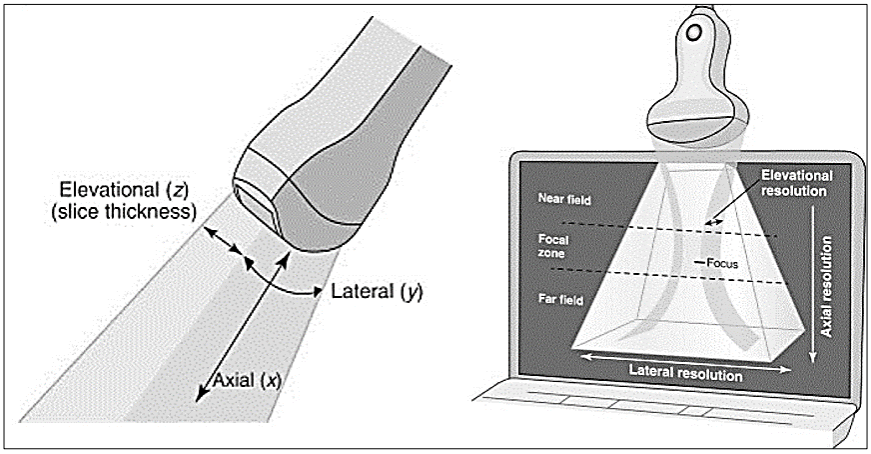
- Độ phân giải bên (*lateral resolution*): theo phương vuông góc với đường truyền của chùm tia (y); là khả năng phân biệt hai điểm vuông góc trục chùm tia và được xác định bởi chiều rộng của chùm tia siêu âm. Vùng tiêu điểm (*focal zone*) là phần hẹp nhất của chùm tia siêu âm có độ phân giải bên tốt nhất. Lưu ý các vùng càng xa vùng tiêu điểm thì độ phân giải bên càng giảm.

- Độ phân giải cao (*elevational resolution*): là thuộc tính cố định của đầu dò khối tạo ảnh ba chiều, theo bề dày của chùm tia, nghĩa là của lát cắt siêu âm (z).



Hình 1.12. *Độ phân giải trục (A): Đầu dò tần số thấp (bên trái) không có khả năng phân tách được 2 điểm cạnh nhau như tần số cao (bên phải).*

Độ phân giải bên (B): Vùng hẹp nhất của chùm tia siêu âm (vùng tiêu điểm) là vùng có khả năng phân biệt 2 điểm tốt nhất so với vùng ngoài tiêu điểm [4].



Hình 1.13. *Đầu dò khối tạo ảnh siêu âm ba chiều [4].*

Trong một môi trường đồng nhất, tần số và vận tốc siêu âm không đổi. Khi tần số cao hơn được chọn, bước sóng sẽ ngắn hơn, mang lại độ phân giải trục tốt hơn. Ví dụ, trong mô mềm có vận tốc 1540m/s, tần số 5MHz có bước sóng trong mô là $\lambda = c / f$; 1540m/s ÷ 5.000.000/s = 0,00031m = 0,31mm. Trong chất béo, với c = 1450 m/s, f = 5 MHz có bước sóng λ = 0,29. Tần số 10MHz có bước sóng = 0,15mm.

Mặc dù tần số cao hơn cung cấp độ phân giải trục tốt hơn nhưng cũng bị suy giảm hơn ($D = \alpha fd$) và do đó độ xuyên thấu kém hơn, nên chỉ dùng để thăm khám vùng nông, có thể không đủ cho một số thăm khám vùng sâu.

Tần số và tiêu cự có thể được điều chỉnh phù hợp độ nông sâu của vùng khảo sát để tối ưu hóa chất lượng hình ảnh.

Ứng dụng vào thực tế sử dụng tần số đầu dò: 3 - 5 MHz (người lớn, phần sâu...), 5 - 7,5 MHz (trẻ em, người gầy, phần sâu...), 7,5 - 10 MHz (phần mềm nông, tuyến vú, tuyến giáp, tạng nông,…), 10 - 20 MHz (mắt…, 20 - 40 MHz (da).

3.5. Cấu trúc hồi âm và một số thuật ngữ mô tả liên quan

Hình ảnh siêu âm của cấu trúc nhu mô hầu hết được tạo ra bởi các tia tán xạ Nói chung, biên độ tín hiệu hồi âm từ cấu trúc mô phụ thuộc chủ yếu vào mật độ và kích thước của vật tán xạ, hệ số phản xạ tại các bề mặt phân cách, và tần số siêu âm.

Độ hồi âm (*echogenicity*) của một mô đề cập đến khả năng phản hồi hoặc truyền qua của sóng siêu âm từ cấu trúc mô đó trong bối cảnh các mô xung quanh. Trong B-mode, độ hồi âm đề cập đến độ sáng tổng thể của đốm sáng của các hồi âm từ cấu trúc mô.

Các mô tả của độ hồi âm như: có hồi âm (*echoic/ echogenic*) hoặc không hồi âm (*echofree/ anechoic/ anechogenic*), hoặc tăng hồi âm (*echo rich/ hyperechogenic/*

hyperechoic), đồng hồi âm (*isoechogenic /isoechoic*) hoặc giảm hồi âm (*echo poor /hypoechogenic/ hypoechoic*) của một vùng mô nhằm so sánh với môi trường mô xung quanh tương ứng. Bên cạnh đó, mô tả đặc tính cấu trúc hồi âm như đồng nhất (*homogeneous*) hoặc không đồng nhất hoặc hỗn hợp (*heterogeneous, mixed echostructure*) của một vùng mô nhằm so sánh với đặc tính cấu trúc được xem như tương đối đồng nhất về mô học của một cấu trúc giải phẫu mô bình thường.

Đặc điểm hồi âm có thể được thể hiện trên màn hình theo các kiểu khác nhau như: kiểu A *(Amplitude mode)* theo biên độ, kiểu B *(Brightness mode)* theo độ sáng, còn gọi là 2D (phổ biến nhất), và kiểu TM *(Time Motion)* theo chuyển động của cơ quan (tim,...).

IV. Nguyên lý của siêu âm doppler

4.1. Sơ lược lịch sử

- Năm 1842, Christian Doppler (nhà toán học và vật lý học người Áo) công bố "Về ánh sáng màu của các ngôi sao đôi *(binary star)* và một số ngôi sao khác trên bầu trời"; trong đó Doppler đã mô tả sự lệch chuyển Doppler *(Doppler shift)* áp dụng cho ánh sáng, mà sau này được gọi là hiệu ứng Doppler *(Doppler effect)*, rằng: Tần số quan sát được của một sóng phụ thuộc vào vận tốc tương đối của nguồn phát sóng và đối tượng quan sát (thu nhận sóng); và sử dụng khái niệm này để giải thích (sau này được chứng minh là không chính xác) về màu sắc có thể thấy của các ngôi sao đôi.

- Năm 1845, Buys Ballot với "thí nghiệm nhà ga xe lửa" nổi tiếng đã chứng minh lý thuyết Doppler là đúng: Tần số phản hồi từ nguồn phát âm thanh di động có tần số khác so với từ nguồn phát cố định.

- Nguyên lý lệch chuyển Doppler có giá trị đối với bất kỳ loại sóng nào, bao gồm sóng điện từ (gamma, tia X, tia cực tím, ánh sáng, hồng ngoại, vi sóng và tần số radio) và sóng âm (hạ âm, âm thanh và siêu âm). Từ đó, trên thực tế, nguyên lý này được áp dụng trong nhiều lĩnh vực khoa học và kỹ thuật như: thiên văn học; hàng không vũ trụ; trong giao thông; trong thời tiết; trong khảo sát dòng chảy của chất lỏng; trong thiết bị đo độ rung, tạo hiệu ứng âm thanh; trong công nghệ robot hoặc xe tự lái,…

- Trong y học, siêu âm Doppler *(Doppler ultrasonography)* sử dụng UDV *(ultrasonic Doppler velocimeter)* trong khảo sát dòng máu động mạch và tĩnh mạch. Bên cạnh siêu âm, hiệu ứng Doppler quang âm (kết hợp quang học với siêu âm) có thể đạt được hình ảnh có độ phân giải cao về tương phản và không gian, được ứng dụng để tạo ảnh dòng máu trong vi mạch, mao mạch *(microangiography)*, có vận

tốc rất thấp dưới mức mà UDV có thể đo được, như laser Doppler imaging, Doppler optical coherence tomography, photoacoustic Doppler flowmetry,…

- Năm 1959, Shigeo Satomura và Yasuhara Nimura tại Nhật Bản đã triển khai các kỹ thuật Doppler siêu âm cho các nghiên cứu về tim và mạch máu.

- Vài năm sau, Robert Rushmer tiên phong trong các phép đo lưu lượng sóng liên tục xuyên da (*transcutaneous continuous-wave flow*) tại Hoa Kỳ.

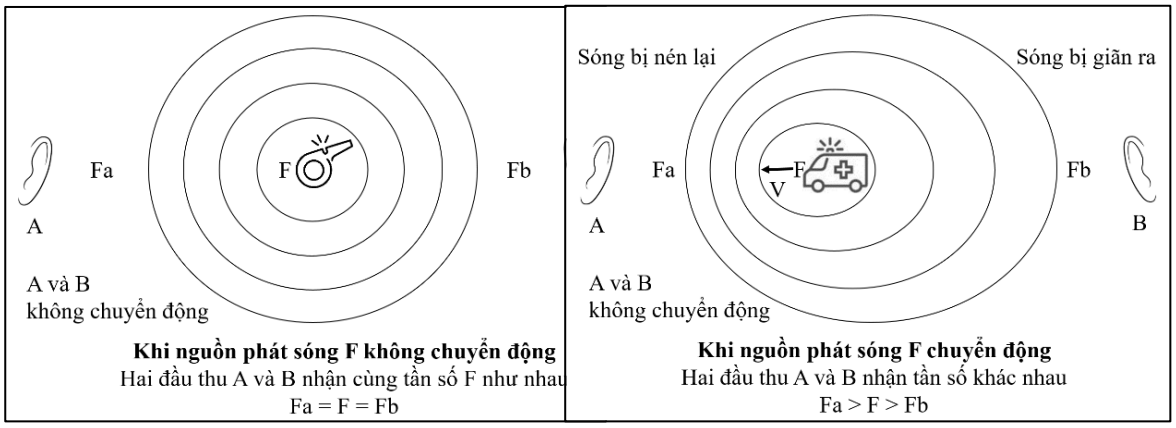
- Năm 1970, Donald Baker đã giới thiệu hệ thống Doppler xung *(pulsed Doppler)* và vào năm 1974, đã phát triển duplex-pulsed Doppler đầu tiên.

- Sau đó Pourcelot (Pháp) và Franklin (Mỹ) phát triển tiếp kỹ thuật này.

- Trên thực tế, với sự ra đời của Doppler liên tục, Doppler xung, Doppler màu, Doppler năng lượng, Doppler mô, Doppler vi mạch và nhiều phát triển khác, siêu âm Doppler đã trở thành - trong nhiều thập kỷ - công cụ không xâm lấn chính để khảo sát tim và mạch máu.

4.2. Hiệu ứng Doppler và ứng dụng trong siêu âm chẩn đoán

4.2.1. Hiệu ứng Doppler

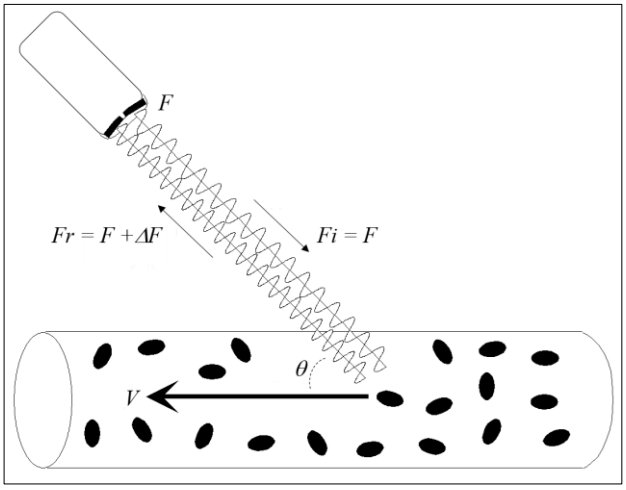


Hình 1.14. *Một ví dụ minh họa của hiệu ứng Doppler:*
Tiếng còi xe cứu thương được nghe có âm thanh cao khi xe đang hướng đến gần so với âm thanh trầm hơn khi xe rời xa. Trong khi đó tiếng còi xe hoặc tiếng còi cảnh sát được nghe sẽ không thay đổi cao độ âm thanh nếu đứng yên.

Khi sóng âm truyền từ một nguồn phát sóng F đến một vật A hoặc B đều không chuyển động tương đối với nhau thì sóng thu nhận hoặc sóng phản xạ tại A hoặc B có cùng tần số với sóng tới (Fa = F = Fb).

Hiệu ứng Doppler xảy ra khi nguồn phát sóng F chuyển động tương đối so với một vật A hoặc B thì sóng thu nhận hoặc phản xạ tại A hoặc B có tần số thay đổi khác với tần số sóng tới. Sự thay đổi này có độ lệch chuyển tần số tùy thuộc vào hướng và vận tốc V của chuyển động tương đối đó (Fa > F > Fb). *(H.1.14)*

Trong siêu âm chẩn đoán, hiệu ứng Doppler được ứng dụng chủ yếu để khảo sát dòng chảy của mạch máu, cụ thể là vận tốc dòng máu. Khác với siêu âm B-mode, trong Doppler máy không xử lý tín hiệu hồi âm nhận được để tạo thành hình ảnh, mà chỉ xử lý tín hiệu sóng phản hồi từ hồng cầu chuyển động trong mạch máu để ghi nhận sự thay đổi tần số của sóng phản hồi Fr so với sóng tới Fi (cũng chính là tần số phát F của đầu dò). Nếu dòng máu hướng về đầu dò thì Fr > Fi và ngược lại, nếu xa đầu dò thì Fr < Fi. Hiệu số tần số giữa sóng tới và sóng phản hồi (Fr – Fi) được gọi là "độ lệch chuyển Doppler" (Doppler shift), hay là tần số Doppler, ký hiệu ΔF *(H.1.15)*. Độ lệch chuyển tần số ΔF này phụ thuộc vào vận tốc dòng máu V và góc θ hợp bởi hướng truyền của sóng tới và hướng chảy của dòng máu với sự tương quan theo phương trình Doppler:



Fi: tần số sóng tới = F (sóng phát)
Fr: tần số sóng phản hồi = F+ΔF
V: vận tốc chuyển động của hồng cầu trong dòng máu
θ: góc hợp bởi hướng truyền của sóng tới và hướng chảy của dòng máu
C: vận tốc âm (trong môi trường cơ thể V = 1540m/s)

Hình 1.15. *Ứng dụng hiệu ứng Doppler trong khảo sát dòng máu.* Dauzat

$$\Delta F = Fr - Fi = 2F\frac{V}{C}\cos\theta \qquad \Rightarrow \qquad V = \frac{\Delta F.C}{2F.\cos\theta}$$

Trị số ΔF được đầu dò ghi nhận, từ công thức trên, máy sẽ tính ra được vận tốc dòng máu V tại từng thời điểm theo thời gian thực (real time) của chu chuyển tim và theo đó sẽ tính được các chỉ số Doppler của dòng máu.

Một số nhận xét từ phương trình Doppler:

- Trị số tuyệt đối [ΔF] tỷ lệ thuận với vận tốc dòng máu và cosθ, [ΔF] càng lớn khi chùm sóng tới càng song song với dòng máu:

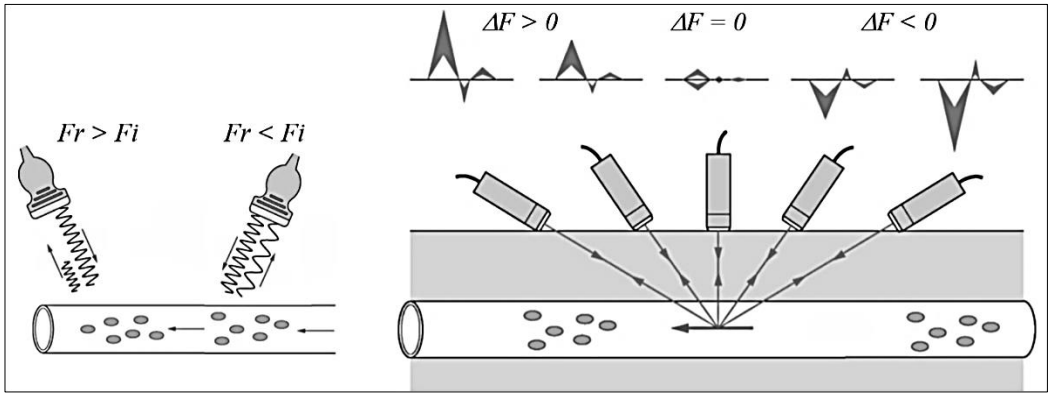
θ = 0^0 hoặc θ = 180^0 => cosθ = 1 hoặc -1 => [ΔF] cực đại.

- Nếu sóng tới vuông góc với dòng máu: θ = 90^0 => cosθ = 0 => ΔF = 0.

=> Hiệu ứng Doppler không có tín hiệu.

- Nếu dòng máu hướng về đầu dò: θ < 90^0 => Fr > Fi => ΔF > 0 (phổ dương).

- Nếu dòng máu hướng xa đầu dò: θ > 90^0 => Fr < Fi => ΔF < 0 (phổ âm). *(H.1.16)*



Hình 1.16. *Tương quan giữa góc hợp bởi hướng truyền của sóng tới và hướng chảy của dòng máu (góc θ) và phổ Doppler [4].*

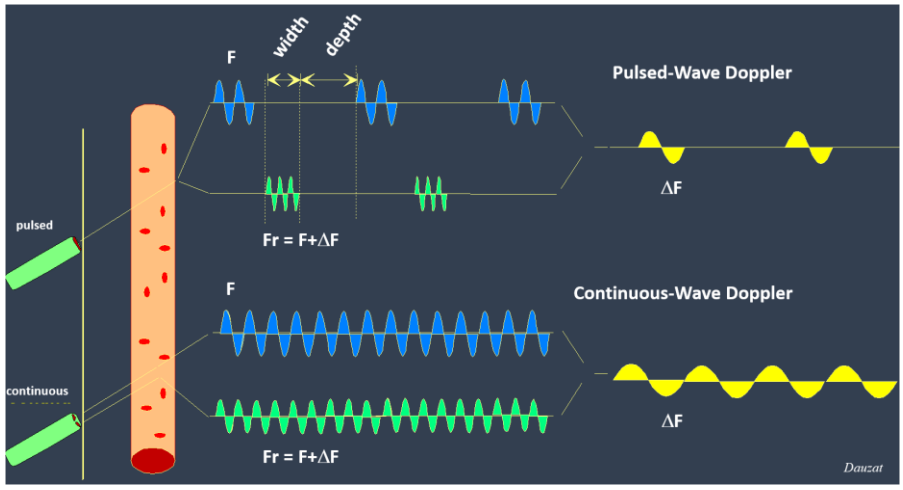
Đo vận tốc dòng máu càng chính xác khi điều chỉnh góc θ càng nhỏ, thông thường < 60^0 (sai số có thể chấp nhận được).

Trong phạm vi tần số phát (F) dùng trong siêu âm chẩn đoán (2 - 20 MHz), thì tần số Doppler (ΔF) thu nhận được thường trong giới hạn tần số của âm thanh mà tai người nghe được (20 - 20.000Hz).

Ví dụ: Dòng máu chảy với vận tốc V = 50 cm/s, chùm tia siêu âm hoạt động ở tần số F = Fi = 4 MHz với góc tới θ = 60° với hướng dòng máu và vận tốc trung bình lan truyền của siêu âm trong cơ thể C = 1540 m/s. Sử dụng phương trình Doppler, tính toán được ΔF = 1299Hz (trong giới hạn tần số của âm thanh). Trong xử lý của máy thì ngược lại, ΔF được ghi nhận bởi đầu dò, từ đó tính ra V theo phương trình Doppler.

4.3. Các loại siêu âm Doppler

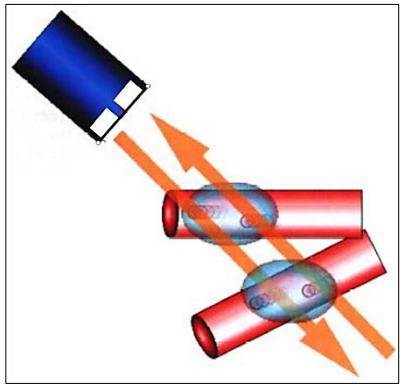
4.3.1. Siêu âm Doppler liên tục và siêu âm Doppler xung



Hình 1.17. *Nguyên lý của Doppler xung và của Doppler liên tục.*

- *Doppler liên tục* (*Continuous-Wave Doppler: CW*)

Bộ chuyển đổi gồm 2 phần tử áp điện thực hiện chức năng đối nghịch nhau: một phát liên tục sóng siêu âm và một còn lại nhận sóng siêu âm phản hồi liên tục từ các dòng máu gặp trên đường truyền của sóng phát.



Hình 1.18. *Bộ chuyển đổi gồm 2 phần tử áp điện trong Doppler liên tục [2].*

Với 2 phần tử riêng biệt của phát và nhận sóng dưới dạng liên tục nên có những đặc điểm sau:

Ưu điểm:

- Không bị hạn chế đo với vận tốc lớn của dòng máu (thường thấy trong tim hoặc một số hẹp mạch máu bệnh lý).

Nhược điểm:

- Vận tốc dòng máu được ghi nhận từ sóng phản hồi liên tục không phải tại một vị trí xác định mà tại tất cả các vị trí của dòng máu gặp trên đường truyền của chùm sóng phát liên tục.

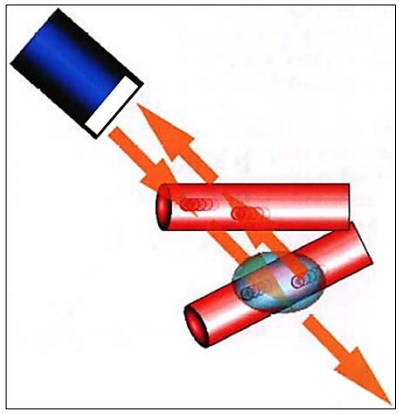
- Đầu dò không ghi nhận được thời gian đi và về, do đó không tính được khoảng cách từ dòng máu đến đầu dò.

=> Như vậy, CW không thể được dùng để chọn lọc từng vị trí của dòng máu hoặc từng mạch máu trên một hướng truyền.

CW có thể được sử dụng riêng lẻ trong thiết bị đơn giản với đầu dò dạng bút chì (pencil probe) hoặc được tích hợp trong hệ thống máy siêu âm Doppler đa thông số (chủ yếu dùng trong tim).

- *Doppler xung* (*Pulsed-Wave Doppler: PW*)

Bộ chuyển đổi gồm 1 phần tử áp điện cùng thực hiện xen kẽ 2 chức năng đối nghịch nhau: vừa phát sóng siêu âm dưới dạng xung vừa nhận sóng siêu âm phản hồi theo từng xung từ vị trí dòng máu được chọn.



Hình 1.19. *Bộ chuyển đổi gồm 1 phần tử áp điện trong Doppler xung [2]*

Với 1 phần tử xen kẽ phát và nhận sóng dưới dạng xung nên có những đặc điểm sau:

Nhược điểm:

- Bị hạn chế đo với vận tốc cao của dòng máu.

Ưu điểm:

- Vận tốc dòng máu được ghi nhận từ sóng phản hồi theo từng xung chỉ tại một vị trí xác định của dòng máu được chọn trên đường truyền của chùm sóng phát dưới dạng xung lặp lại.

- Đầu dò ghi nhận được thời gian đi và về, do đó tính được khoảng cách từ dòng máu đến đầu dò.

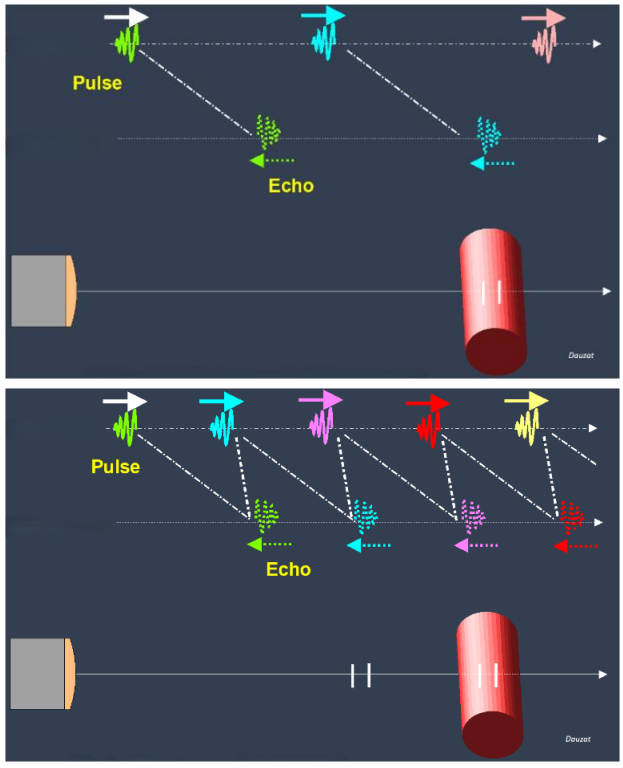
=> Như vậy, PW có thể được dùng để chọn lọc từng vị trí của dòng máu hoặc từng mạch máu trên một hướng truyền. Vị trí và kích thước mẫu của dòng máu *(gate, sample volume)* có thể được tùy chọn theo yêu cầu khảo sát. *(H.1.17, 1.18 và 1.19)*

Một số thông số cơ bản của PW:

- Tần số lặp lại xung (*PRF: Pulse-Repetition Frequency*) là số lần xung lặp lại trong mỗi giây, đơn vị đo là Hertz (Hz), thấp hơn nhiều so với tần số siêu âm được dùng trong chẩn đoán. PRF có thể được điều chỉnh phù hợp theo vận tốc dòng máu: Tăng PRF khi dòng máu có vận tốc cao và ngược lại.

Tương quan giữa PRF với vận tốc siêu âm trong mô (C) và khoảng cách của thể tích mẫu (d) của dòng máu: **PRF = C/2d** (C hằng số 1540m/s, nên PRF tỷ lệ nghịch với d).

PRF phải đủ cao để nhận được 2 mẫu từ mỗi chu kỳ tín hiệu Doppler. Do đó, tín hiệu Doppler phản hồi chỉ có thể cao bằng một nửa PRF. Đây được gọi là tần số giới hạn Nyquist:



Hình 1.20. *Tần số lặp lại xung PRF trong siêu âm Doppler xung.*

Nyquist Limit = PRF/2.

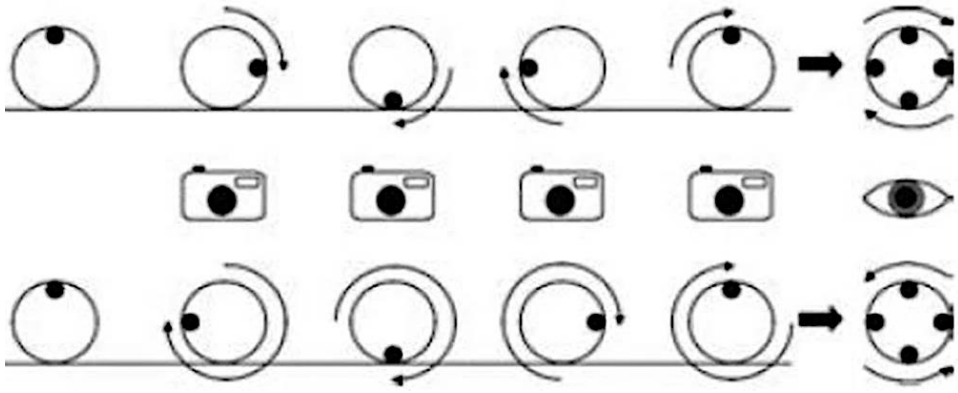
Nếu tần số Doppler (ΔF) cao vượt quá tần số giới hạn Nyquist thì sẽ xảy ra hiện tượng vượt ngưỡng *(aliasing)*. ΔF tỷ lệ thuận với V (vận tốc dòng máu).

Ví dụ, để lấy mẫu mạch máu ở độ sâu 5 cm (C = 1540 m/s = 154.000 cm/s)

=> PRF = 154000/(2×5) = 15.400Hz = 15,4 kHz.

=> Nyquist Limit = 15,4 kHz/2 = 7,7 kHz.

Nếu vận tốc dòng máu quá cao đến mức tần số Doppler ΔF > 7,7 kHz, thì sẽ xảy ra hiện tượng aliasing. ΔF tỷ lệ thuận với V (vận tốc dòng máu).



Hình 1.21. *Ví dụ giải thích hiện tượng aliasing trong siêu âm Doppler [2].*

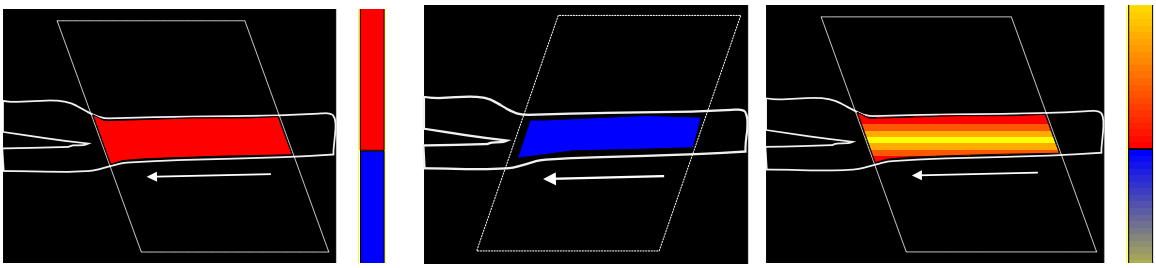
Hiện tượng này được giải thích bởi ví dụ: Khi quay một bánh xe theo chiều kim đồng hồ với tốc độ 1/4 vòng/giây. Nếu chụp ảnh với tốc độ 1 giây 1 ảnh (tương đương PRF) thì điểm đánh dấu trên bánh xe sẽ chuyển động theo chiều kim đồng hồ, cách nhau 90^0. Ví như có 1 bánh xe, trên bánh xe có đánh dấu 1 điểm. Nếu chụp ảnh chậm hơn, 3 giây 1 ảnh, thì sẽ xảy ra hiện tượng lạ: Trong lúc bánh xe quay theo chiều kim đồng hồ thì điểm đánh dấu lại chuyển động ngược chiều kim đồng hồ, cách nhau 90^0 *(H.1.21).*

Để tránh aliasing phải điều chỉnh tăng PRF; bên cạnh đó có thể giảm ΔF bằng cách giảm tần số đầu dò một cách phù hợp.

4.3.2. Siêu âm Doppler màu (color Doppler)

Tần số Doppler được thu nhận bởi đầu dò và được chuyển đổi tín hiệu thành các dạng biểu hiện như âm thanh, hoặc phổ hoặc màu sắc. Các phổ tần số của Doppler xung ghi nhận được tương ứng với dòng chảy tại từng vị trí của mạch máu có thể được mã hóa dưới dạng màu sắc quy ước *(color, hue)*. Thông thường phổ dương là màu đỏ và phổ âm là màu xanh theo chiều của dòng máu (màu: *color*) với độ lớn của vận tốc dòng máu tương ứng với sắc thái của màu (sắc màu: *hue*). Bên cạnh đó, aliasing thì sẽ được mã hóa với loạn sắc. Lưu ý các quy ước phổ và màu sắc này có thể đảo ngược nhau bằng nút "invert".

Với mạch máu bình thường có thành song song nhẵn và thẳng sẽ có dòng chảy lớp *(laminar flow)* với vận tốc cao tại giữa lòng mạch và thấp dần về phía thành mạch (dạng parabol) *(H.1.22 và 23)*. Bên cạnh đó, dòng chảy cuộn xoáy *(turbulent flow)* xảy ra khi qua đoạn phân nhánh, đoạn cong hoặc kèm tăng vận tốc khi qua đoạn hẹp lòng mạch, hoặc dòng ngoại vi tiếp xúc thành mạch không nhẵn.



Hình 1.22. *Các phổ màu sắc quy ước trong siêu âm Doppler màu.*

Thành mạch chuyển động theo nhịp mạch đập sẽ ảnh hưởng đến tín hiệu dòng chảy cận thành; một số máy có tính năng độ lọc thành *(wall filter)* có thể điều chỉnh cho phù hợp.

Sự kết hợp hình ảnh siêu âm hai chiều (cấu trúc giải phẫu siêu âm, cung cấp thông tin về vị trí đặt cửa sổ, góc θ) và Doppler xung (cung cấp thông tin về dòng chảy) được gọi là siêu âm kép *(duplex sonography)*.

4.3.3. Siêu âm Doppler năng lượng (power Doppler)

Doppler màu đánh giá tốt sự hiện diện và chiều của dòng máu. Tuy nhiên, hiện diện đồng thời các vector vận tốc ngược chiều nhau, tạo nên giá trị trung bình của vận tốc sẽ nhỏ đi, thậm chí bị triệt tiêu. Do đó, nó không thể đánh giá tốt các mạch máu nhỏ li ti (mao mạch) như sự tưới máu tại các mô.

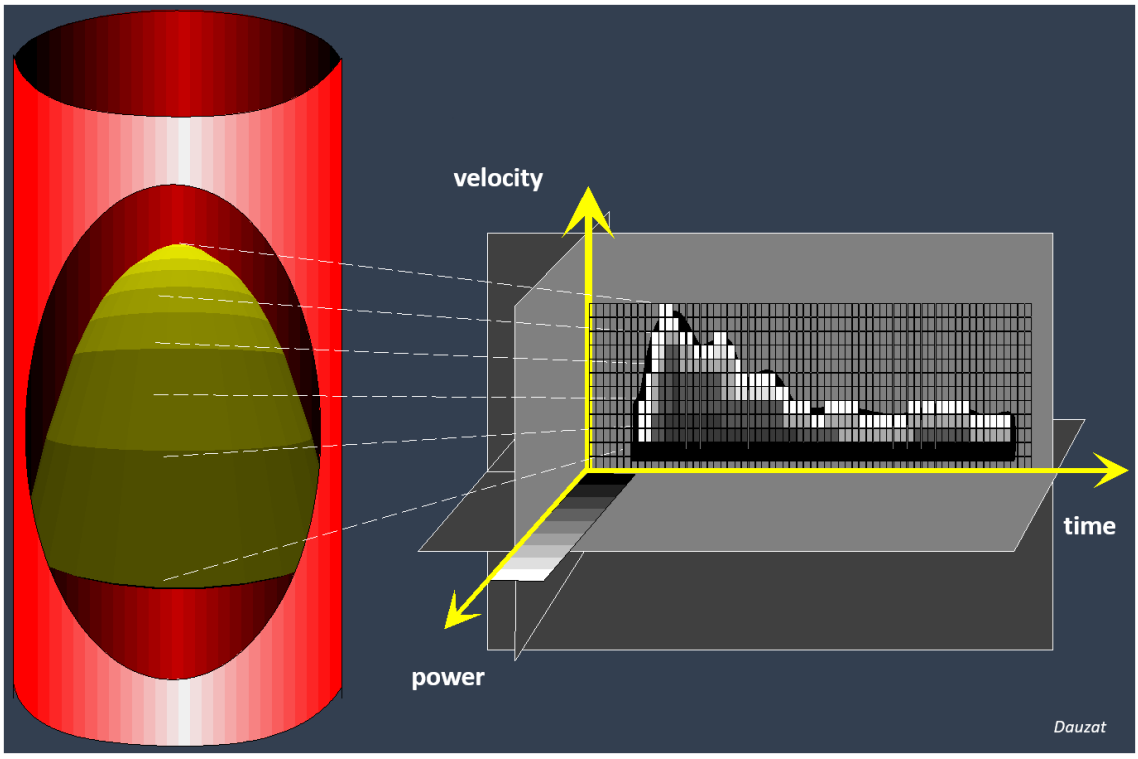
Doppler năng lượng chỉ khảo sát độ lớn của tín hiệu Doppler mà không liên quan đến chiều của dòng chảy, không phụ thuộc vào các vector vận tốc, do vậy, nó có độ nhạy cao hơn nhiều so với Doppler màu. Khác với Doppler xung thể hiện tất cả các biên độ, Doppler năng lượng chỉ thể hiện biên độ trung bình (*mean amplitude*) và biểu hiện dưới dạng một màu (ví dụ màu hồng) bất kể dòng máu đến hay đi xa đầu dò. Như vậy, Doppler năng lượng, màu được mã hóa để biểu hiện có hay không có dòng chảy; nó không cho biết hướng của dòng chảy.

4.3.4. Tạo ảnh siêu âm Doppler vi mạch

Còn được gọi là tạo ảnh dòng vi mạch *(MVFI: microvascular flow imaging or SMI: superb microvascular flow imaging)* là một kỹ thuật Doppler cải tiến để khảo sát mạch máu nhỏ. MVFI có thể thu nhận rất nhạy và hiệu quả các tín hiệu dòng chảy tốc độ thấp, và tách các tín hiệu dòng vi mạch đó khỏi các xảo ảnh chuyển động gây nhiễu nhờ sử dụng một thuật toán thông minh trong tính năng lọc, để có thể đánh giá đầy đủ chi tiết hơn nhiều so với Doppler thông thường về sự phân bố của các mạch máu nhỏ trong các mô.

4.3.5. Tạo ảnh siêu âm Doppler mô (TDI: tissue Doppler imaging)

TDI cho phép đo chuyển động của mô, thường được thực hiện trên cơ tim. Tín hiệu Doppler mô có biên độ cao hơn và vận tốc thấp hơn, và các tín hiệu được trích xuất bằng cách sử dụng các bộ lọc và cài đặt khuếch đại khác nhau. TDI là lý tưởng để đánh giá chức năng tim. Ngoài ra, TDI còn được dùng để theo dõi vận tốc đỉnh và gia tốc cơ hoành trong quá trình co bóp và giãn nở ở những bệnh nhân thở máy…



Hình 1.23. *Phân tích phổ Doppler.*

4.4. Phân tích phổ Doppler

Phổ Doppler gồm có 3 thành phần *(H.1.23)*:

- Thời gian (*time*) theo trục X.

- Vận tốc (*velocity*) theo trục Y tương ứng tần số Doppler (ΔF).

- Năng lượng (*power*) hiển thị theo biên độ sáng (*brightness amplitude*) của phổ.

Phân tích phổ Doppler dựa vào các vận tốc đo được trong chu chuyển tim:

- Vận tốc tối đa đỉnh tâm thu (*PSV: peak systolic velocity*).

- Vận tốc cuối tâm trương (*EDV: end diastolic velocity*).

- Vận tốc tối đa trung bình theo thời gian của dòng máu (*TAMV: time-averaged maximum velocity, or mean flow velocity*).

Từ đây, sẽ tính được các chỉ số Doppler phản ánh huyết động của dòng máu, ví dụ như:

- Chỉ số trở kháng *(resistance index)* RI = (PSV-EDV) / PSV.

- Chỉ số xung *(pulsatility index)* PI = (PSV-EDV) / TAMV.

Ngoài ra còn phân tích các dạng phổ như: hai pha, ba pha,…

CÂU HỎI LƯỢNG GIÁ

TRẢ LỜI NGẮN GỌN

Cơ bản vật lý học và nguyên lý tạo ảnh của siêu âm chẩn đoán

1. Siêu âm là gì?

2. Nêu các đặc tính vật lý cơ bản khi lan truyền trong một môi trường đồng nhất về đặc tính âm học.

3. Nêu các đặc tính vật lý cơ bản khi lan truyền qua mặt phân cách âm học của hai môi trường có độ trở kháng âm khác nhau.

4. Viết công thức tính khoảng cách giữa vị trí vật phản xạ với chấn tử đầu dò siêu âm.

5. Hệ số phản xạ phụ thuộc vào các yếu tố nào?

6. Khi sóng siêu âm truyền qua các mô của cơ thể, cường độ siêu âm giảm dần phụ thuộc vào các yếu tố nào?

7. Xảo ảnh là gì? Xảy ra trong siêu âm khi nào?

8. Hiệu ứng áp điện là gì?

9. Trình bày cơ chế hoạt động của bộ chuyển đổi (chấn tử) của đầu dò.

10. Cấu tạo của đầu dò siêu âm gồm những bộ phận chính gì?

Nguyên lý của siêu âm doppler

1. Hiệu ứng Doppler là gì? Vẽ sơ đồ minh họa Ứng dụng của siêu âm Doppler trong chẩn đoán y học.

2. Viết công thức hiệu ứng Doppler: Tần số Doppler (hoặc độ lệch chuyển Doppler) ΔF = ? => Suy ra ? = ? Chú thích và hình vẽ.

3. Trong công thức hiệu ứng Doppler, các thông số nào có thể thay đổi và ý nghĩa của những thay đổi đó.

4. Điều kiện để hiệu ứng Doppler có hiệu lực và giải thích.

5. Ba loại chính của siêu âm Doppler: liên tục, xung và màu hoạt động như thế nào? Ưu và nhược điểm của mỗi loại.

6. Phân tích phổ Doppler được dựa vào những thành phần gì?

CHỌN MỘT CÂU TRẢ LỜI ĐÚNG NHẤT

Cơ bản vật lý học và nguyên lý tạo ảnh của siêu âm chẩn đoán

1. Sóng âm là

A) sóng điện từ

C) sóng ánh sáng

D) sóng cơ học

E) sóng hấp dẫn

2. Siêu âm là sóng âm có tần số

A) 2-20 MHz

B) rất cao, trên giới hạn tai người nghe được (trên 16 hoặc trên 20 kHz)

C) âm thanh

D) hạ âm

3. Đầu dò để khám siêu âm bụng tạng đặc ở trẻ em nhỏ có tần số tối ưu là (MHz)

A) 2-3

B) 3-4

C) 3.5-5

D) 5-7.5

4. Tính chất vật lý của siêu âm cũng giống như sóng âm chung:

A) Không lan truyền trong chân không.

B) Tuân theo các định luật phản xạ, khúc xạ khi truyền qua mặt phân cách âm học.

C) Trong một môi trường có cấu trúc đồng nhất, siêu âm lan truyền theo đường thẳng. Cường độ giảm dần khi truyền trong một môi trường.

D) Tất cả đều đúng

5. Vận tốc sóng siêu âm thay đổi khi truyền trong các mô khác nhau của cơ thể, và có trị số trung bình là (m/s)

A) 1450

B) 1500

C) 1540

D) 1550

6. Theo Viện Siêu âm Y học Mỹ (AIUM: American Institute of Ultrasound in Medicine), tác dụng sinh học của siêu âm trong phạm vi sử dụng trên mô động vật

A) đáng kể

B) không hoàn toàn

C) không đáng kể, kể cả đối với các tế bào non

D) không đáng kể, không kể đối với các tế bào non

7. Hiện tượng phản xạ toàn phần khi truyền âm qua mặt phân cách giữa hai môi trường có trở kháng âm khác nhau ($Z1 \neq Z2$) xảy ra khi

A) tia tới vuông góc với mặt phẳng hồi ($\theta = 0$)

B) tồn tại góc tới hạn (θ gần 90^0: tia tới gần như lướt trên mặt phân cách)

C) tồn tại góc tới hạn (θ gần 90^0: tia tới gần như lướt trên mặt phân cách) và vận tốc truyền sóng âm $C1 < C2$.

D) không tồn tại góc tới hạn (θ gần 90^0: tia tới gần như lướt trên mặt phân cách) và vận tốc truyền sóng âm và $C1 > C2$.

8. Sự hiểu biết nào sau về sóng tán xạ là *không đúng*?

A) Khi bề rộng mặt phân cách phẳng lớn hơn bước sóng nhiều lần thì nó phản xạ như một gương phản xạ và phụ thuộc góc tới của tia tới.

B) Xảy ra khi sóng âm truyền tới những vật phản xạ có bề rộng nhỏ hơn bước sóng siêu âm. Khi đó vật phản xạ sẽ là vật tán xạ.

C) Sóng tán xạ có xu hướng lan truyền theo mọi hướng, không phụ thuộc góc tới của tia tới.

D) Các phần tử gây ra hiện tượng tán xạ trong cơ thể là hồng cầu, tế bào của các chủ mô như gan, thận

Nguyên lý của siêu âm Doppler

1. Hiệu ứng Doppler sử dụng trong:

A. Chỉ với sóng âm và sóng siêu âm.
B. Chỉ với sóng siêu âm dùng trong y học.
C. Chỉ với các sóng cơ học.
D. Tất cả các dạng sóng, trong đó có sóng âm.

2. Hiệu ứng Doppler xảy ra khi một sóng siêu âm phản xạ từ một vật đang chuyển động so với nguồn phát sóng thì sóng phản xạ:

A. Có tần số thay đổi khác với tần số sóng tới.
B. Có tần số không thay đổi so với với tần số sóng tới.
C. Có tần số thay đổi lớn hơn tần số sóng tới.
D. Có tần số thay đổi nhỏ hơn tần số sóng tới.

3. Khi sóng âm truyền đến một vật đứng yên thì sóng phản xạ (Fr) có cùng tần số với sóng tới của đầu dò (Fi): ΔF= Fr-Fi =0. Trong trường hợp dòng chảy có phổ Doppler dương (ΔF > 0):

A. Dòng chảy hướng về phía đầu dò.
B. Dòng chảy hướng xa ra đầu dò.
C. Dòng chảy vuông góc hướng chùm sóng siêu âm.
D. Dòng chảy cuộn xoáy.

4. Sự thay đổi tần số của sóng phản xạ so với tần số của sóng tới phụ thuộc vào:

A. Vận tốc chuyển động của vật.
B. Góc hợp bởi sóng tới và hướng chuyển động của vật.
C. A+B.
D. Không A không B.

5. Hiện tượng gọi là hiệu ứng Doppler và hiệu số tần số giữa sóng tới và sóng phản xạ gọi là:

A. "Độ lệch chuyển Doppler" (Doppler shift).

B. Doppler năng lượng (Power Doppler).
C. Doppler xung (Pulse Doppler).
D. Doppler liên tục (Continuous Doppler).

6. Hiệu ứng Doppler được ứng dụng trong y học để:

A. Đo vận tốc dòng máu.
B. Đo chỉ số cung lượng tim.
C. Đo lưu lượng tuần hoàn.
D. A+B+C

7. Phương trình Doppler: $\Delta F = Fr - Fi = 2.Fi.\frac{V}{C}\cos\theta$ **dùng để tính ra trị số nào:**

A. ΔF
B. C
C. V
D. A+B+C

8. Trị số nào dùng để tính ra các chỉ số khác của dòng chảy?

E. ΔF
F. C
G. V
H. A+B+C

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. Allan P.L. et al. Clinical Doppler Ultrasound. 2nd Edi. 2006.

2 Joseph A. K., MD. Basic Echo-Doppler.

3. Kruskal J.B., MD, PhD et al. Optimizing Doppler and Color Flow US: Application to Hepatic Sonography. RadioGraphics 2004;24:657-675.

4. Radiology Key: https://radiologykey.com/

5. Rumack C.M. et al. Diagnostic Ultrasound. 3rdEdi. 2005.

6. Schaberle W. Ultrasonography in Vascular Diseases. 2005.

7. Tahmasebpour H.R. et al. Sonographic Examination of the Carotid Arteries. Radiographics.2005;25:1561-1575.

8. Thrush A. et al. Peripheral Vascular Ultrasound –How, Why and When. 2nd Edi. 2005.

Bài 2
BẢN CHẤT VÀ TÍNH CHẤT CỦA TIA X - NGUYÊN LÝ PHÁT TIA X

**** Mục tiêu học tập***

- Hiểu được bản chất ion hóa của tia X.

- Trình bày được cấu tạo bóng tia X và nguyên lý phát xạ tia.

- Nêu được các tính chất của tia X và sự tương tác của tia X với cơ thể.

I. BẢN CHẤT CỦA TIA X

Các hạt và các tia được phát ra từ sự phân rã phóng xạ hoặc từ các thiết bị phát bức xạ (các máy phát tia X, máy gia tốc…) có đủ năng lượng để bứt các điện tử từ môi trường vật chất mà chúng đi qua thì được gọi là bức xạ ion hóa.

Bức xạ ion hóa được định nghĩa là một hạt hoặc một tia bất kỳ có đủ năng lượng để bứt các điện tử khỏi các nguyên tử, phân tử hoặc ion và gây ra sự ion hóa môi trường vật chất mà nó đi qua. Cần phân biệt bức xạ ion hóa với bức xạ không bị ion hóa như: Tia cực tím, tia hồng ngoại, sóng điện từ siêu cao tần… Bức xạ ion hóa từ nguồn phát bất kỳ có thể tương tác với các tế bào sinh học gây ra sự sai hỏng các tế bào và các cơ quan cơ thể người.

Thiết bị phát bức xạ là thiết bị có khả năng phát ra các bức xạ ion hóa. Có thể là: Các thiết bị sử dụng nguồn phóng xạ kín, thiết bị phát nơtron, thiết bị phát tia X, thiết bị gia tốc phát tia X hay chùm điện tử.

Năng lượng bức xạ ion hóa được đo bằng đơn vị electron volt (eV), nó là một đơn vị rất nhỏ của năng lượng. Một eV là năng lượng thu được bởi một điện tử khi gia tốc qua hiệu điện thế một volt và đơn vị là joules (J). $1eV = 1,6 \times 10^{-19}$ J.

II. CẤU TẠO BÓNG PHÁT TIA X

Bóng phát tia X là bộ phận tạo ra tia X, nó hoạt động dựa trên nguyên lý biến đổi năng lượng từ dạng này sang dạng khác.

Bóng phát tia X bao gồm các bộ phận đi từ ngoài vào trong gồm:

2.1 Vỏ ngoài bao quanh bóng X quang

Thường làm bằng hợp kim nhôm phủ chì để ngăn ngừa tia X bức xạ theo những hướng không mong muốn có hại cho môi trường xung quanh. Vỏ ngoài còn bố trí cửa sổ nơi tia X đi ra và được ghép nối với hộp chuẩn trực vào vị trí các đầu nối. Để đảm bảo độ cách điện, cách nhiệt người ta đổ đầy dầu cao thế vào giữa hai

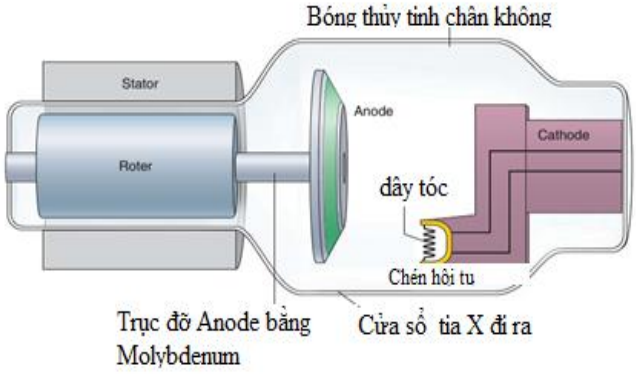
lớp vỏ. Lớp dầu này có tác dụng như là một lớp cách điện và chống giật, cách nhiệt và làm mát. Một số nhà sản xuất còn gắn bên ngoài vỏ bảo vệ những quạt điện làm mát vỏ và bóng X quang nhanh hơn. Vỏ ngoài có ba nhiệm vụ chính:

- Chỉ cho bức xạ tia X qua cửa sổ.
- Ngăn cản tia X phát xạ theo hướng có hại cho người bệnh và môi trường.
- Chống giật điện.

Hình 2.1. *Vỏ ngoài bảo vệ bóng phát tia X.*

2.2. Vỏ thủy tinh chân không trong suốt bao quanh Anode và Cathode

Vỏ thủy tinh chân không trong suốt được hút chân không tạo áp lực âm nhằm loại trừ các phân tử khí cản trở chùm tia bức xạ điện tử trên đường đi của chúng. Mặt khác, vỏ bóng thủy tinh làm nhiệm vụ là giá nâng đỡ, cố định hai cực anode và cathode. Vỏ thủy tinh bên trong chân không được chế tạo đặc biệt có thể chịu nóng, có độ giãn nở cùng với các điện cực, áp lực cao.



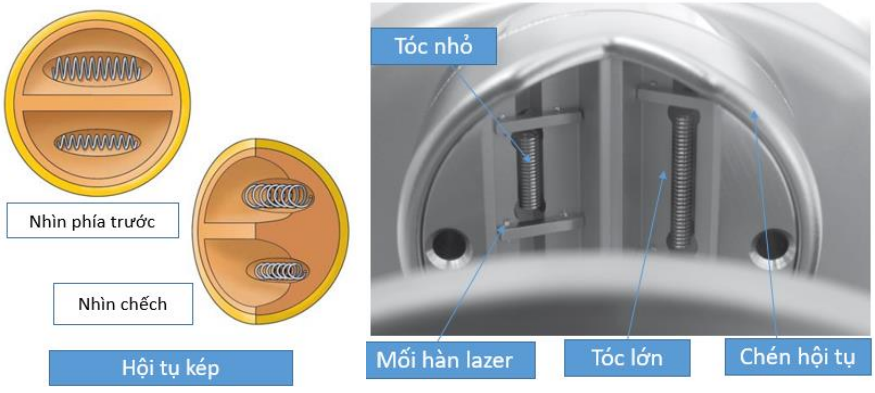
Hình 2.2. *Vỏ thủy tinh chân không của bóng phát tia X.*

2.3. Nguồn bức xạ điện tử Cathode (cực âm)

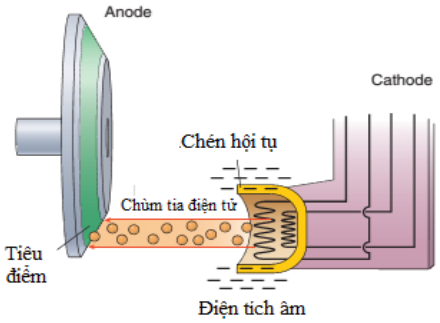
Cathode bao gồm sợi đốt (dây tóc) và giá đỡ bằng kim loại để nâng đỡ sợi đốt và tạo khe hội tụ. Sợi đốt được chế tạo bởi vonfram/tungsten có nhiệt độ nóng chảy cao khoảng 3422^0C. Sợi đốt có dạng hình xoắn để tăng diện tích bức xạ điện tử. Để hội tụ chùm tia điện tử hay chùm electron người ta đặt sợi đốt trong lòng một khe của giá đỡ và chùm tia bức xạ điện tử từ sợi đốt đi qua khe này. Kích thước và hình dạng của sợi đốt và khe được thiết kế rất tinh xảo, chính xác và được định vị trong khe sao cho chùm tia điện tử tập trung (hội tụ) tại một điểm với diện tích rất nhỏ trên bề mặt của anode. Diện tích mà chùm tia điện tử hội tụ đó chính là nguồn phát xạ tia X. Điểm hội tụ thường có hình dạng chữ nhật, chiều dài bằng 3 - 4 lần chiều rộng và diện tích của điểm hội tụ khoảng 1 - 2mm2 (tiêu điểm nhỏ) hoặc khoảng 10 - 15mm2 (tiêu điểm lớn).

Cathode có hai loại là hội tụ đơn và hội tụ kép. Loại cathode hội tụ đơn chỉ có một dây tóc và một khe hội tụ. Trong đó loại hội tụ kép có hai dây tóc đặt trong hai khe hội tụ tương xứng với dây tóc. Phía ngoài có chén hội tụ làm bằng niken xoay quanh dây tóc. Chén hội tụ có nhiệm vụ hội tụ tập trung chùm electron để bắn về phía anode theo một tiêu điểm trên bề mặt anode. Vì các electron có xu hướng đẩy nhau nên nếu không có chén hội tụ các electron này không hội tụ tại một tiêu điểm trên bề mặt của anode.

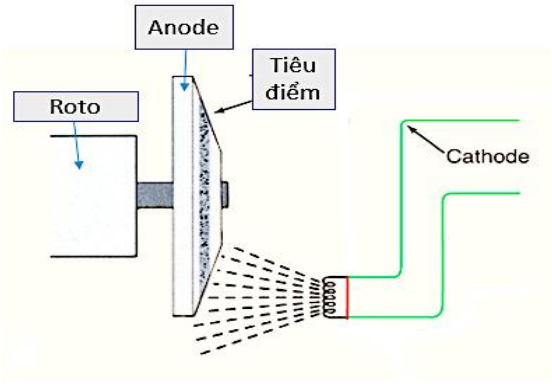
Nguồn điện cung cấp cho sợi đốt là nguồn điện áp thấp cỡ vài chục Vol (12 - 24 Vol) với dòng điện khoảng 4 - 10A.



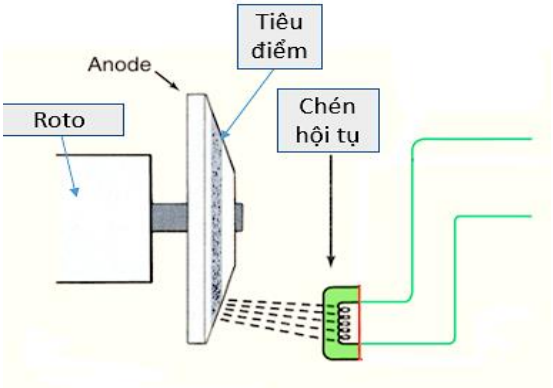
***Hình 2.3**. Cathode hội tụ kép (hai dây tóc) với chén hội tụ.*



Hình 2.4. *Các electron tập trung tại tiêu điểm của anode với cathode có hội tụ kép.*



Hình 2.5. *Cathode khi không có chén hội tụ các electron bắn về phía anode không hội tụ tại tiêu điểm của bề mặt anode.*



Hình 2.6. *Cathode khi có chén hội tụ các electron bắn về phía bề mặt Anode được hội tụ tại tiêu điểm của bề mặt anode.*

2.4. Nguồn bức xạ tia X anode (Cực dương)

Hình 2.7. *Các loại anode của bóng X - quang*

Anode có nhiệm vụ hứng chùm tia điện tử bắn vào rồi phát xạ chùm tia X. Chùm tia điện tử electron này càng tập trung càng tốt để tạo hình ảnh rõ nét. Các vị trí tiêu điểm trên bề mặt anode có ba chức năng:

- Được dùng làm bề mặt mục tiêu cho chùm electron có vận tốc cao từ dây tóc đập vào và là nguồn gốc sinh ra bức xạ tia X.

- Dẫn nguồn điện cao áp từ cathode trở lại mạch phát tia X.

- Được dùng như là dụng cụ dẫn truyền nhiệt đầu tiên của anode.

Có hai loại anode là anode cố định và anode quay.

Anode cố định: chùm tia điện tử luôn bắn vào một điểm cố định trên bề mặt anode. Do vậy có thể làm cho nhiệt độ tại điểm này tăng lên. Điều này hạn chế việc tăng công suất phát xạ (mA của bóng). Vì vậy, ngày nay loại anode cố định chỉ còn được dùng trong các thiết bị X quang nhỏ, di động hoặc trong máy X quang răng có công suất tối đa khoảng 100mA.

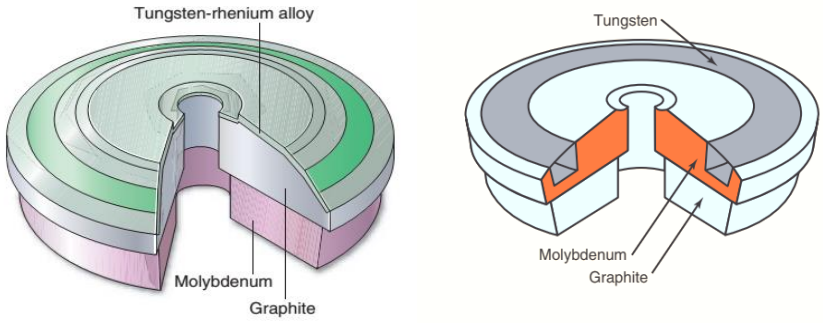
Anode quay: Anode không đứng yên mà quay với tốc độ lớn từ 3000 - 9000 vòng/phút. Khi anode quay với tốc độ lớn, chùm tia điện tử bắn vào anode không phải một điểm cố định mà trên cả hình vành khăn, hơn nửa hình vành khăn này quay liên tục nhiều vòng trong thời gian phát tia. Vì vậy, diện tích điểm hội tụ hay diện tích phát xạ tia X nhỏ hơn diện tích tản nhiệt rất nhiều.

Anode quay là một đĩa hình tròn dày khoảng 2mm được chế tạo bằng kim loại có nhiệt độ nóng chảy cao vì khi phát sinh tia X nhiệt độ tại bề mặt anode có thể $\geq 3000^0$C. Hợp kim tungsten-rhenium thường được sử dụng làm bề mặt của anode ngoài ra còn có phủ hợp kim molybdenum, giecmani. Tungsten thường được chọn làm bề mặt của anode vì:

- Khối lượng nguyên tử cao.

- Nhiệt độ nóng chảy cao.

- Dẫn truyền và tản nhiệt tốt.



Hình 2.8. *Cấu trúc cắt ngang bề mặt của một anode quay.*

Tungsten có số nguyên tử là 74 kết quả sinh ra được các photon bức xạ có mức năng lượng phù hợp có ý nghĩa trong chẩn đoán. Ngoài ra, tungsten có tính dẫn truyền nhiệt nhanh, nhiệt độ từ bề mặt tiêu cự được dẫn truyền nhanh đến phần còn lại của anode.

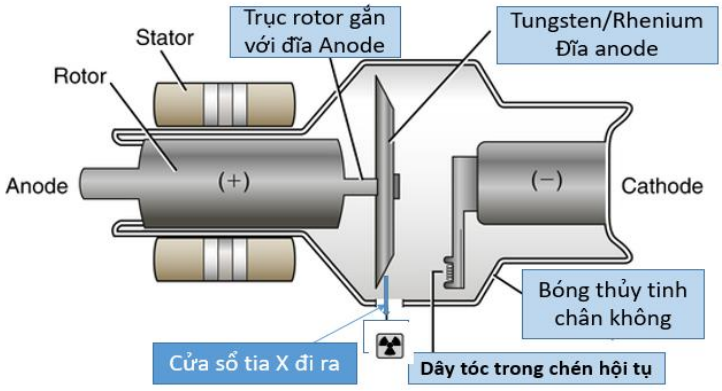
Ngoài tungsten, người ta thêm vào trong vật liệu làm anode phía sau tungsten là những chất như molybdenum, graphite (than chì). Đây là những kim loại nhẹ giúp cho anode quay dễ dàng hơn. Molybdenum cũng có nhiệt độ nóng chảy cao, còn graphite có thể tản nhiệt nhanh gấp đôi để không làm ảnh hưởng đến vòng bi của trục quay anode.

Mặt đĩa anode quay không phẳng mà vát chéo ở rìa, nơi chùm tia điện tử bắn vào, góc vát từ 5- 20^0 tùy theo loại bóng.

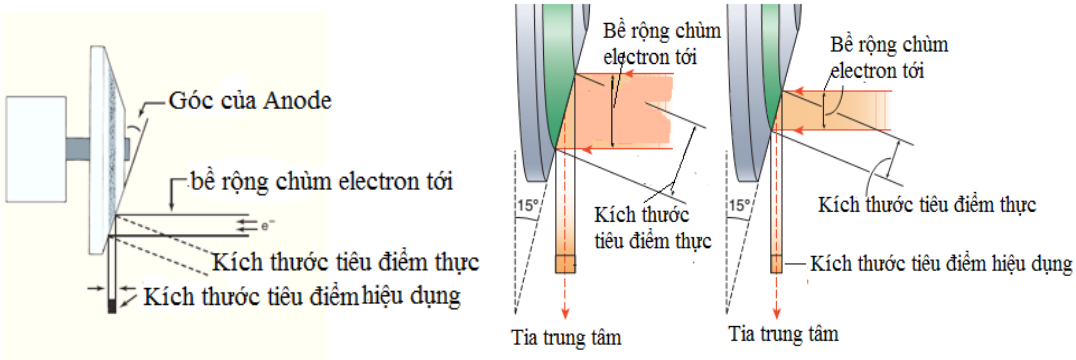
Bóng X quang anode quay có thể được bôi trơn vòng bi bằng cách mạ bạc hoặc chì thay vì tra dầu vì sẽ làm hỏng chân không của bóng. Anode, roto, vòng bi được đặt trong vỏ thủy tinh. Bên ngoài sát với roto là các cuộn dây và lõi sắt của stato.

Loại bóng X quang anode quay được dùng hầu hết trong các hệ thống X quang hiện đại ngày nay từ loại bóng có công suất thấp như trong các máy di động đến các máy có dòng từ 800 - 1250mA.

Bề mặt của anode nơi tập trung dòng electron cao áp bắn vào có những tên gọi như: tiêu cự, tiêu điểm, vị trí, mục tiêu, trọng tâm… Đây là nơi các photon bức xạ tia X phát ra.



Hình 2.9. *Cấu trúc bóng X quang anode quay.*



Hình 2.10. *Tiêu điểm trên bề mặt anode.*

III. Nguyên lý phát xạ tia X

Khi bật nút thứ nhất (Standby)

Ta cung cấp cho cathode một nguồn điện khoảng 10 - 24 Vol mục đích nhằm đốt nóng sợi đốt (dây tóc) để tạo ra các đám mây điện tử hay các electron. Các electron này được tập trung ở khe hội tụ của cathode, đồng thời cung cấp dòng điện làm quay roto của anode làm anode quay với tốc độ cao khoảng 3000 - 9000 vòng/phút.

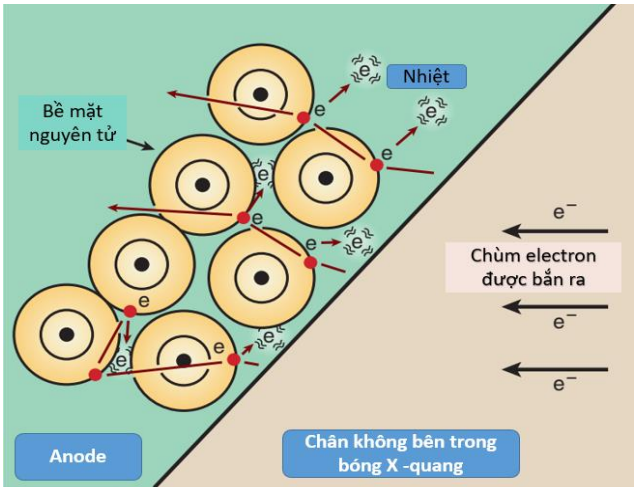
Khi bật nút thứ hai (Ready)

Lúc này ta cung cấp một nguồn điện cao thế (khoảng từ 40 - 150 KV) cho hai điện cực anode và cathode. Khi có sự chênh lệch điện áp giữa hai điện cực. Các electron có động năng lớn đập vào bề mặt kim loại có khối lượng riêng lớn của anode. Các electron tới tương tác với hạt nhân và electron ở lớp vỏ nguyên tử tạo ra các hạt mang điện. Sự tương tác này làm xuất hiện dao động của các hạt mang điện trong nguyên tử. Dao động của các hạt mang điện trong nguyên tử tạo ra điện trường biến thiên, từ đó sinh ra sóng điện từ lan truyền trong không gian. Sóng này có tính

chất giống sóng ánh sáng (một chùm tia sáng của dòng hạt photon) vì thế mà ta gọi sóng đó là tia Roentgen hay là tia X.

Quá trình tương tác đã chuyển đổi động năng của các electron thành nhiệt năng (khoảng 99%) và thành bức xạ điện tử hay bức xạ tia X (khoảng 1%).

Quá trình phát sinh tia X trải qua các quá trình



Hình 2.11. *Quá trình sinh nhiệt ở anode.*

Hầu hết động năng của chùm electron được chuyển thành nhiệt. Các electron được phóng ra tương tác với các electron lớp vỏ bên ngoài bề mặt nguyên tử làm anode nhưng không đủ năng lượng để ion hóa các electron ở lớp vỏ bên ngoài. Nên động năng của chùm electron biến thành nhiệt năng. Quá trình sinh nhiệt xảy ra và nhiệt độ trong bóng X quang lên tới $>1000^0$C. Mặt khác, chỉ có khoảng 1% động năng của chùm electron phóng ra được sử dụng để tạo ra bức xạ tia X. Vì vậy, xem quá trình tạo bức xạ tia X ở bóng X quang là không hiệu quả.

Sự sinh nhiệt trong anode tỷ lệ thuận với cường độ dòng điện cung cấp cho bóng phát tia X. Tăng gấp đôi dòng điện cho bóng phát tia X sẽ làm lượng nhiệt tăng gấp đôi.

Quá trình sinh nhiệt ở anode cũng tăng khi KV tăng, ít nhất là trong phạm vi chẩn đoán. Mặc dù mối quan hệ giữa việc tăng KV và tăng nhiệt độ là tương đối nhưng là điều cần thiết để tính toán đơn vị nhiệt sử dụng cho việc làm mát anode.

Chùm electron được sinh ra bởi quá trình đốt nóng dây tóc của cathode được gia tốc bởi dòng điện cao thế và bắn vào bề mặt anode, tạo ra hai loại bức xạ hãm và bức xạ đặc trưng. Bức xạ hãm có thể được tạo ra ở bất kỳ năng lượng nào của electron. Ngược lại, bức xạ đặc trưng K yêu cầu hiệu điện thế giữa cathode và anode phải đủ cao để tạo ra các electron có năng lượng vượt qua ngưỡng ion hóa của nguyên tử. Thông thường, để tạo ra bức xạ đặc trưng K của một nguyên tố, điện

áp tối thiểu cần là khoảng 69 kVp đối với nguyên tố có số hiệu nguyên tử Z phù hợp. Ví dụ, tại điện áp 65 kVp, không có bức xạ đặc trưng K hữu ích nào được tạo ra đáng kể, do năng lượng electron không đủ để tạo ra các xung lượng ion hóa cần thiết. Khi điện áp tăng lên đến 100 kVp, khoảng 15% năng lượng của electron tạo ra chùm tia X từ bức xạ đặc trưng K, phần còn lại là bức xạ hãm. Tỷ lệ này phụ thuộc vào nguyên tố tạo nên anode và điện áp sử dụng.

IV. Tính chất của tia X

Bản chất của tia X là sóng điện từ gồm những sóng xoay chiều theo chu kỳ, cùng một loại với ánh sáng, sóng vô tuyến điện. Đặc điểm của các bức xạ trên là truyền đi với tốc độ gần giống nhau (khoảng 300.000km/s) chỉ khác nhau về bước sóng, chu kỳ và tần số. Tia X có bước sóng khoảng 10^{-8} cm và có một số đặc tính sau.

4.1. Tính truyền thẳng, đâm xuyên và bị hấp thụ

Đặc tính truyền thẳng, đâm xuyên và hấp thụ của tia X là những đặc tính quan trọng trong tạo ảnh X quang.

Sau khi xuyên qua vật chất thì cường độ chùm tia X bị giảm xuống do một phần năng lượng bị hấp thu. Đây là cơ sở của các phương pháp chẩn đoán X quang và liệu pháp chiếu xạ X quang.

Khi tương tác với mô bức xạ tia X sẽ có thể mất hoàn toàn năng lượng gọi là hấp thụ hoặc cũng có thể mất đi một phần năng lượng gọi là tán xạ. Khi năng lượng photon được hấp thụ hoàn toàn và chuyển giao cho các mô, các photon sẽ không còn tồn tại. Một photon tương tác và sau đó tán xạ vẫn có đủ năng lượng để tiếp tục tương tác với một nguyên tử khác. Quá trình này sẽ tiếp tục cho đến khi các photon mất hoàn toàn năng lượng và hấp thụ vào các mô.

* *Sự hấp thu này phụ thuộc vào:*

- *Năng lượng photon của tia X hay bước sóng của chùm tia:* tia X có chùm năng lượng photon cao (bước sóng ngắn hơn) có khả năng đâm xuyên lớn hơn và giá trị suy giảm thấp hơn. Thay đổi năng lượng photon của tia X là thay đổi các giá trị về KVp và sẽ làm thay đổi khả năng đâm xuyên của tia X. Chùm tia X có năng lượng photon thấp thì có giá trị suy giảm và tính đâm xuyên thấp hơn và ngược lại.

- *Số lượng và chất lượng của chùm tia:* chất lượng chùm tia X được mô tả như là khả năng đâm xuyên của chùm tia X. Chất lượng chùm tia X chịu ảnh hưởng bởi yếu tố Kilovolt. Khi KVp cao thì khả năng đâm xuyên cao hơn có nghĩa là chúng có thể đi xuyên qua được bệnh nhân mà không có hoặc có sự hấp thụ rất ít. Số lượng của chùm tia X chịu ảnh hưởng bởi yếu tố mA hoặc mAs. Số lượng chùm tia X cao sẽ tạo ra hình ảnh có độ nhiễu ít hơn.

- *Bề dày của mô cơ thể hay thể tích của vật bị chiếu xạ:* khi bề dày của mô cơ thể tăng lên thì tính đâm xuyên của tia X bị suy yếu, hoặc bằng cách hấp thụ hoặc bị tán xạ. Các yếu tố kỹ thuật (mAs và KVp) phải được điều chỉnh để phù hợp với các bề dày cơ thể khác nhau. Những máy X quang hiện đại có hệ thống kiểm soát tia tự động điều chỉnh mAs để phù hợp với bề dày cơ thể của từng bệnh nhân khác nhau. Yếu tố kỹ thuật (mA, mAs hay KVp) trong khi tiến hành kỹ thuật thường được chọn lựa bởi người kỹ thuật viên hình ảnh.

- *Mật độ hoặc tỷ trọng của mô:* mật độ hoặc tỷ trọng của mô liên quan đến cách cấu tạo và sự kết hợp của các nguyên tố trong một mô. Tỷ trọng được đo bằng gam trên một centimet khối (g/cm^3). Sự hấp thu năng lượng photon của chùm tia X bị suy giảm nhiều trong mô dày đặc như xương hoặc các tạng đặc và ít hơn ở mô hoặc cơ quan có chứa không khí.

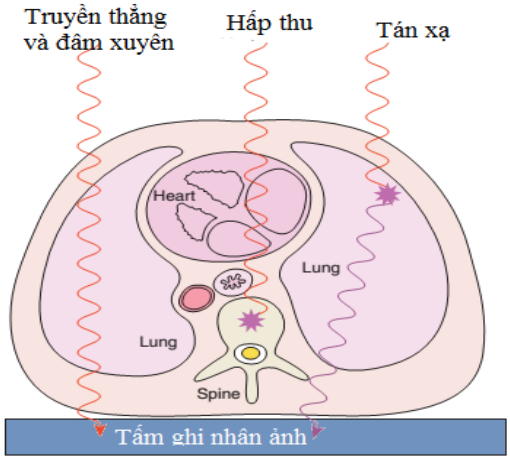
- *Chất liệu của mô hay trọng lượng nguyên tử của vật:*

+ Vật liệu với số nguyên tử cao (Z) có các giá trị suy giảm cao hơn. Không khí, iode, và barisulfat là những chất tương phản thường được đưa vào cơ thể để cải thiện độ tương phản hình ảnh.

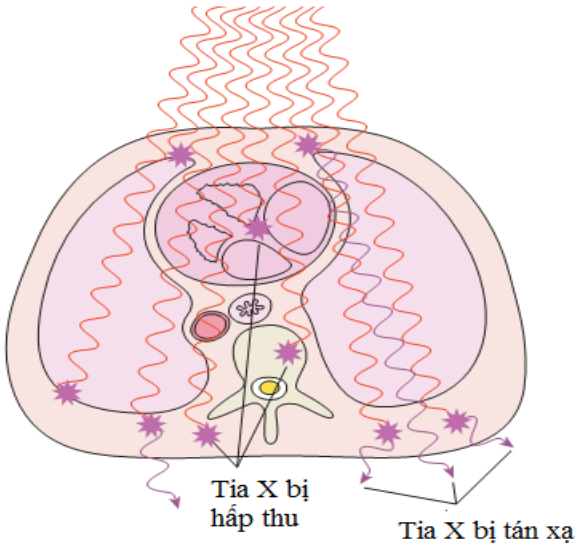
+ Các chất không thấu xạ hay chắn bức xạ là những chất làm tia X suy giảm và dễ dàng hấp thụ các photon bức xạ tia X. Ví dụ như xương, barium, và iode là những chất chắn bức xạ.

+ Chất thấu xạ là những chất làm tia X suy giảm rất ít hoặc dễ dàng bị xâm nhập bởi các photon bức xạ tia X. Ví dụ như không khí, ruột, phổi…

+ Đặc tính truyền thẳng, đâm xuyên và hấp thụ của tia X là những đặc tính quan trọng trong tạo hình X quang.



Hình 2.12. *Các tính chất của tia X (hấp thụ, tán xạ, truyền thẳng và đâm xuyên).*



***Hình 2.13**. Tia X bị hấp thu sau khi xuyên qua cơ thể.*

4.2. Một số tính chất khác

- *Tính chất quang học:* giống như ánh sáng, tia X cũng có những hiện tượng quang học như khúc xạ, phản xạ, nhiễu xạ và tán xạ. Những tính chất này tạo nên những tia thứ cấp (tia tán xạ) trong cơ thể khi nó xuyên qua và gây nên giảm độ tương phản trên các phim chụp. Để chống lại hiện tượng này người ta có thể dùng loa khu trú, đóng nhỏ chùm tia, lưới chống tia tán xạ (grid)...

- *Tính chất gây phát quang:* dưới tác dụng của tia X một số muối trở nên phát quang như Clorua, Na, Ba, Mg, Li... và có chất trở nên sáng như tungstat cadmi, platino-cyanua bari. Các chất này được dùng để chế tạo màn huỳnh quang dùng khi chiếu X quang, tấm bìa tăng quang trong phim X quang cổ điển.

- *Tính chất hóa học:* tính chất hóa học quan trọng nhất của tia X là tác dụng lên muối bạc bromua trên phim và giấy ảnh làm cho nó biến thành bạc tự do (Ag) khi chịu tác dụng của các chất khử trong thuốc hiện hình. Nhờ tính chất này mà nó cho phép ghi hình X quang của các bộ phận trong cơ thể lên phim và giấy ảnh.

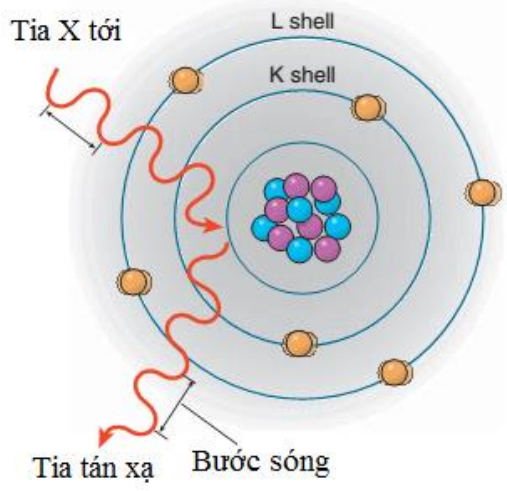
- *Tác dụng sinh học:* khi truyền qua cơ thể tia X có những tác dụng sinh học. Tác dụng này được sử dụng trong điều trị đồng thời nó cũng gây nên những biến đổi có hại cho cơ thể.

V. Các loại tương tác của tia X

Có 5 loại tương tác có thể xảy ra giữa tia X với cơ thể bao gồm:

5.1. Hiệu ứng tán xạ kết hợp

Tán xạ kết hợp, còn gọi là tán xạ cổ điển, là quá trình xảy ra khi các photon tia X tương tác với các electron trong nguyên tử. Trong quá trình này, photon gây ra sự rung động hoặc kích thích các electron trong nguyên tử, làm các electron này phát ra một photon tia X mới. Photon tán xạ này có bước sóng tương tự như photon tia X ban đầu. Quá trình tán xạ kết hợp chủ yếu xảy ra ở các năng lượng dưới 10 keV và thường không có ý nghĩa trong chẩn đoán y học bằng tia X, vì nó ít ảnh hưởng đến hình ảnh và không góp phần vào quá trình tạo hình ảnh rõ ràng.



***Hình 2.14**. Minh hoạ tán xạ kết hợp không tạo ra ion hóa. Tán xạ xảy ra khi một photon tương tác với các electron.*

5.2. Hiệu ứng quang điện

Tia X cũng trải qua tương tác ion hóa với các electron ở lớp trong của vỏ nguyên tử. Quá trình này là gọi là hiệu ứng quang điện. Trong hiệu ứng quang điện, các photon được hấp thụ hoàn toàn bởi các nguyên tử. Năng lượng photon của tia X được chuyển hoàn toàn cho một electron. Electron này được giải phóng ra khỏi quỹ đạo và làm ion hóa các nguyên tử. Các electron bị đẩy ra gọi là quang điện tử. Các quang điện có động năng được thể hiện bằng phương trình:

$$E_i = E_{\mathbf{b}} + E_{ke}$$

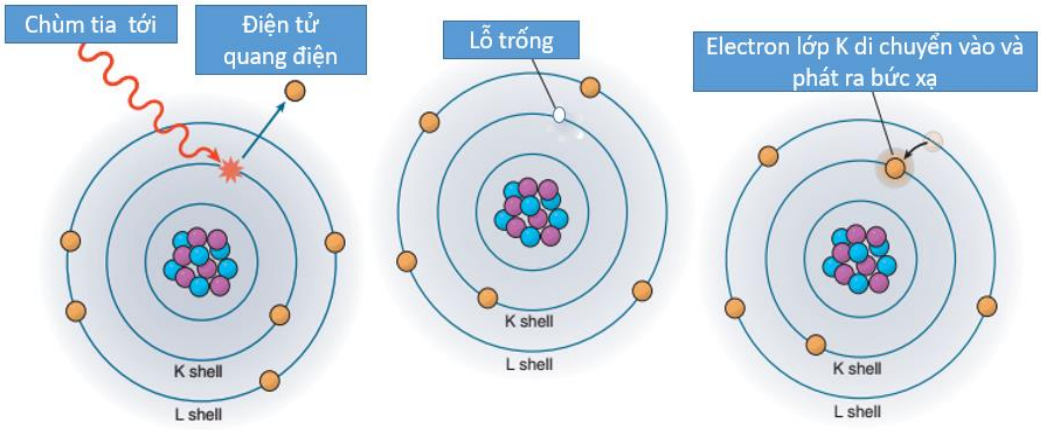
Trong đó:

E_i là năng lượng của các photon tới.

E_b là năng lượng liên kết của electron.

E_{ke} là động năng của các quang điện tử.

Để hiệu ứng quang điện xảy ra, các photon tia X tới cần có năng lượng lớn hơn năng lượng liên kết của các electron. Hầu hết các nguyên tử trong mô có số nguyên tử rất thấp và có năng lượng liên kết của lớp vỏ K rất thấp. Hiện tượng quang điện trong mô được tạo thành khi xuyên qua những mô hoặc vật chất <1 mm. Đây là loại hấp thụ bên trong gây ra những thay đổi sinh học. Khi các electron của nguyên tử bị đẩy ra khỏi lớp vỏ nó làm cho cấu trúc các nguyên tử để trở nên bất ổn. Các vị trí bị biến đổi trong lớp K sẽ được lấp đầy với một electron từ lớp vỏ L, M...



***Hình 2.15**. Minh họa hiệu ứng quang điện.*

Đối với nguyên tố có số lượng nguyên tử thấp, chẳng hạn như trong các mô mềm, năng lượng liên kết của ngay cả các điện tử lớp K là thấp (ví dụ, 0,3 keV cho carbon). Do đó, quang điện tử xảy ra với động năng gần như cân bằng với với năng lượng của tia X tới. Đối với các nguyên tử có số nguyên tử cao hơn, electron năng lượng liên kết cao hơn (37 keV cho các electron lớp K của Barium). Do đó, động năng của quang điện tử từ Bari là tỷ lệ tương ứng thấp hơn.

5.3. Hiệu ứng tán xạ Compton

Trong tán xạ Compton, khi photon bức xạ tia X tương tác với một electron ở lớp ngoài của lớp vỏ nguyên tử. Các photon bức xạ tia X ion hóa các nguyên tử bằng cách loại bỏ một electron, và sau đó các photon bức xạ tia X tiếp tục theo một hướng khác so với phương ban đầu và năng lượng của nó cũng giảm đi. Hiệu ứng Compton được biểu diễn bằng công thức sau:

$$E_i = E_s + E_b + E_{ke}$$

Trong đó:

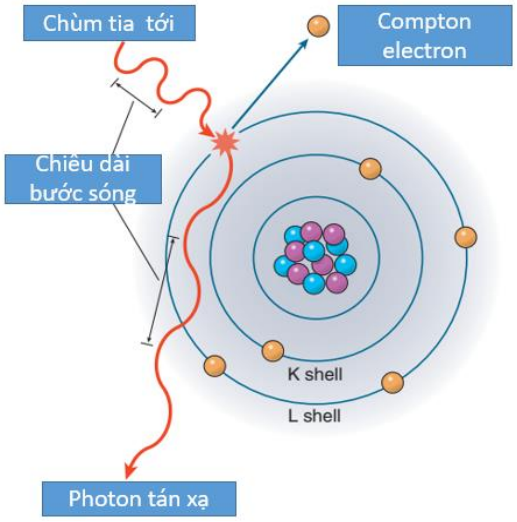
Ei là năng lượng của các photon bức xạ tia X tới.

E_s là năng lượng của các photon tán xạ Compton, E_b là năng lượng liên kết electron.

E_{ke} là động năng cho electron Compton.

Tán xạ Compton gần như độc lập với những thay đổi bên trong vật chất và số nguyên tử. Trong chiếu chụp X quang ở các vùng cơ thể với vùng mô bị chiếu xạ lớn thì xác suất xảy ra hiệu ứng Compton sẽ lớn hơn.

Các bức xạ tán xạ phát ra từ các bệnh nhân cũng là nguyên nhân chính của phơi nhiễm nghề nghiệp cho kỹ thuật viên X quang. Lượng tán xạ Compton cũng tăng lên khi tăng cường độ tia X.



***Hình 2.16**. Tán xạ Compton.*

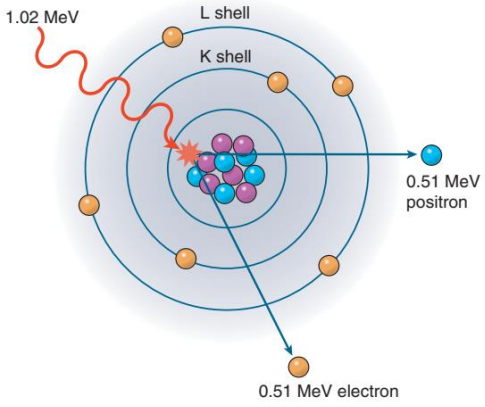
Tán xạ Compton của các photon tia X có thể xảy ra ở nhiều hướng khác nhau, từ 0^0 đến 180^0. Góc lệch của photon sau khi tán xạ phụ thuộc vào năng lượng ban đầu của photon đó. Khi góc lệch là 0^0, nghĩa là photon không thay đổi hướng, và không có năng lượng nào bị chuyển mất. Khi góc lệch tăng đến 180^0, photon tia X bị lệch theo hướng ngược lại so với hướng ban đầu, và năng lượng của photon sau tán xạ sẽ thấp hơn so với ban đầu. Nói cách khác, các photon lệch ít (góc nhỏ) thường giữ được năng lượng lớn hơn, trong khi các photon lệch nhiều (góc cao) có năng lượng thấp hơn và thường bị tán xạ ngược trở lại, gọi là bức xạ tán xạ ngược.

5.4. Quá trình tạo cặp

Khi một photon tia X có đủ năng lượng để thoát khỏi sự tương tác với các điện tử và tiếp cận gần hạt nhân nguyên tử, nó sẽ bị ảnh hưởng bởi điện trường của hạt nhân đó. Trong quá trình này, photon có thể biến mất và thay vào đó xuất hiện hai

phần tử mới: một electron mang điện tích âm và một positron (tương ứng với điện tích dương). Quá trình này được gọi là tạo cặp hoặc sản xuất cặp.

Các photon bức xạ tia X phải có năng lượng ít nhất là 1,02 MeV cho quá trình tạo cặp xảy ra. Trong quá trình tạo cặp các photon bức xạ tia X được chuyển đổi thành một điện tích dương và một điện tích âm. Quá trình tạo cặp không xảy ra ở những photon tia X có mức năng lượng trong X quang chẩn đoán.

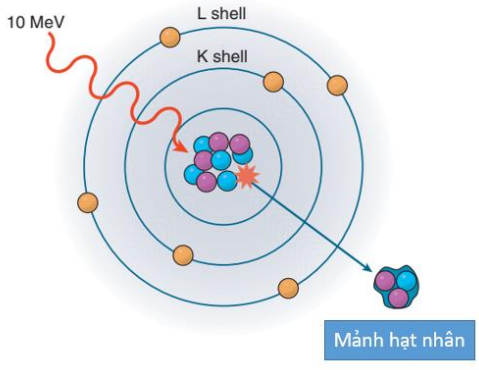


***Hình 2.17**. Hiện tượng tạo cặp.*

5.5. Sự phân rã

Sự phân rã của hạt nhân xảy ra khi tia X tới có năng lượng đủ lớn (trên 10 MeV) để gây phá vỡ hoặc làm biến đổi các hạt nhân nguyên tử. Khi các photon này va chạm vào hạt nhân, chúng truyền toàn bộ năng lượng của mình cho hạt nhân đó. Quá trình này có thể kích thích hạt nhân, làm nó phát ra một mảnh hạt nhân mới hoặc các hạt phóng xạ khác. Quá trình này thường dẫn đến sự phân rã của hạt nhân ban đầu.

Cả hai quá trình tạo cặp và sự phân rã yêu cầu bức xạ tia X có năng lượng cực kỳ cao không được sử dụng trong X quang chẩn đoán.



***Hình 2.18**. Sự phân rã của bức xạ tia X.*

CÂU HỎI LƯỢNG GIÁ

CHỌN MỘT CÂU TRẢ LỜI ĐÚNG NHẤT

Câu 1. Tia X có bản chất là

A. chùm electron có tốc độ rất lớn

B. chùm ion phát ra từ cathode bị đốt nóng

C. sóng điện từ có bước sóng rất lớn

D. sóng điện từ có tần số rất lớn

Câu 2. Nguyên tắc phát ra tia X trong bóng phát tia X là:

A. cho chùm photon có bước sóng ngắn hơn giới hạn nào đó chiếu vào một tấm kim loại có nguyên tử lượng lớn

B. cho chùm electron có vận tốc lớn đập vào tấm kim loại có nguyên tử lượng lớn

C. nung nóng các vật có khối lượng nguyên tử lớn lên nhiệt độ rất cao

D. chiếu tia hồng ngoại vào các chất có tính phát quang

Câu 3. Tính chất nào sau đây KHÔNG phải là đặc điểm của tia X?

A. huỷ diệt tế bào

B. gây ra hiện tượng quang điện

C. làm ion hóa không khí

D. xuyên qua tấm chì dày hàng centimet

Bài 3

CƠ CHẾ TẠO ẢNH X QUANG

**** Mục tiêu học tập***

- Hiểu được cơ chế tạo ra bức xạ hãm và bức xạ đặc trưng.

- Trình bày được phổ phát xạ tia X và các yếu tố ảnh hưởng đến phổ phát xạ.

- Nêu được định nghĩa hiệu ứng mặt nghiêng góc anode.

I. Quá trình tạo bức xạ tia X

Chùm bức xạ tia X phát ra từ anode của bóng phát tia X theo hai cơ chế là phát bức xạ hãm và bức xạ đặc trưng.

1.1. Bức xạ đặc trưng

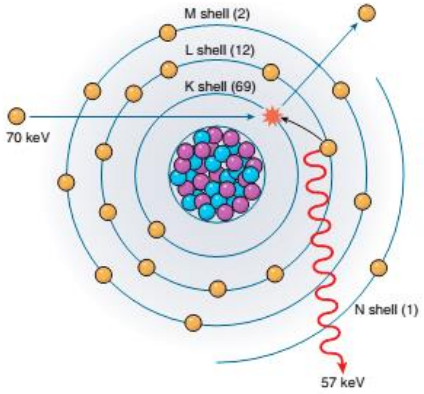
Bức xạ đặc trưng tia X xuất hiện khi các electron bắn ra từ cathode có động năng khá lớn xuyên sâu vào những lớp bên trong của vỏ nguyên tử làm bật các electron từ các lớp vỏ bên trong. Lập tức có các electron ở mức năng lượng cao hơn nhảy vào chiếm chỗ đồng thời phần năng lượng dư thừa phát ra dưới dạng sóng điện từ đó chính là tia X đặc trưng.

Khi một electron chuyển động nhanh va chạm với một electron lớp K của nguyên tử, các electron trong lớp K bị đẩy ra (năng lượng cung cấp cho electron lớn hơn năng lượng liên kết của lớp K) để lại một "lỗ trống". Lỗ trống này được lấp đầy bởi một electron lớp vỏ bên ngoài (từ lớp L, M…) phát ra một photon bức xạ duy nhất gọi là **bức xạ đặc trưng**. Bức xạ đặc trưng có mức năng lượng tương đương với mức năng lượng chênh lệch giữa lớp vỏ bên ngoài và lớp vỏ bên trong tham gia vào quá trình chuyển đổi.

Trái ngược với các quang phổ liên tục của bức xạ hãm, bức xạ đặc trưng được đại diện bởi một phổ dòng. Do mỗi nguyên tố có sự sắp xếp các lớp electron khác nhau nên giá trị riêng biệt trong việc tạo ra các bức xạ tia X khác nhau ở mỗi nguyên tố. Trong X quang chẩn đoán thì vonfram và molybdenum có giá trị trong việc tạo ra được hình ảnh.

Ví dụ, trong anode làm bằng vonfram, khi các electron chuyển từ lớp vỏ L xuống lớp vỏ K, chúng tạo ra photon tia X có năng lượng khoảng 57,98 keV và 59,32 keV. Quá trình này gọi là phát xạ tia X kiểu K-alpha. Tương tự, khi một electron chuyển từ lớp M xuống lớp vỏ K, nó phát ra photon tia X gọi là K-beta. Ngoài ra, còn có thể xảy ra quá trình chuyển tiếp từ lớp M xuống lớp L (hoặc các lớp khác), nhưng khả năng xảy ra của các chuyển tiếp này rất thấp, nên ít gặp hơn trong thực tế.

Năng lượng của bức xạ đặc trưng phụ thuộc vào năng lượng liên kết của các nguyên tử cụ thể. Tuy nhiên, bức xạ đặc trưng không xuất hiện một cách độc lập mà luôn xuất hiện cùng với phổ dòng liên tục của bức xạ hãm. Các phổ dòng này thường bị chồng lên và khó phân biệt rõ ràng trong quang phổ tổng hợp của tia X.



Hình 3.1. *Bức xạ đặc trưng. Sau khi một electron của lớp K mất đi thì có một electron ở lớp vỏ phía ngoài vào lấp đầy và sinh ra bức xạ tia X.*

1.2. Bức xạ hãm

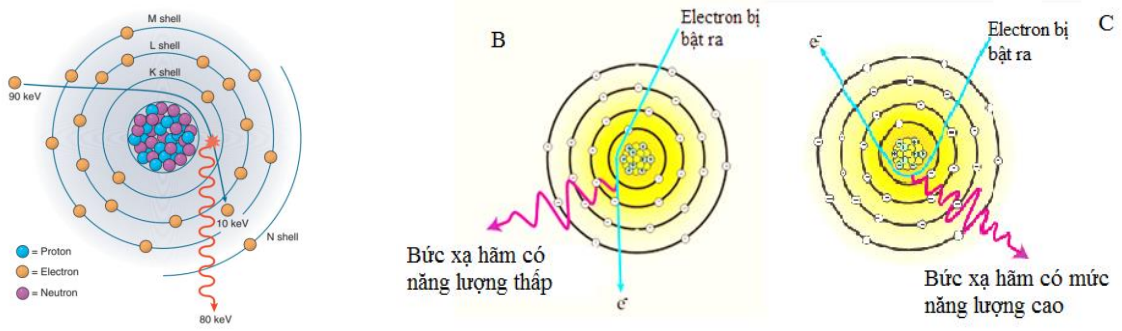
Bức xạ hãm, còn gọi là "brems," là bức xạ được tạo ra khi các electron đang phóng ra bị làm chậm lại trong anode. Tương tác bức xạ hãm chỉ có thể xảy ra khi các electron được gia tốc bắn vào tương tác với hạt nhân của nguyên tử. Các electron được gia tốc với điện tích âm đã bị thu hút bởi các hạt nhân mang điện tích dương. Các electron được gia tốc bắn tới phải có đủ năng lượng để thâm nhập vào trong lớp vỏ quỹ đạo của nguyên tử. Do tác dụng bởi trường lực giữa hạt nhân và các lớp vỏ electron của nguyên tử chất làm anode nên các electron gia tốc khi bắn vào bị chậm lại (bị hãm). Vì bị hãm nên các electron mất một phần năng lượng, phần năng lượng mất đi sẽ làm thay đổi hướng đi của electron và được phát ra dưới dạng sóng điện từ đó chính là bức xạ hãm. Quá trình sản sinh ra bức xạ hãm có nhiều mức năng lượng khác nhau vì các electron bị làm chậm lại ở mức độ khác nhau. Các photon bức xạ tia X tạo ra được gọi là photon bức xạ hãm và năng lượng của nó là sự khác biệt giữa động năng của các photon tới và động năng của các photon bị hãm. Khi các electron phóng ra xuyên vào gần với hạt nhân nguyên tử thì có mức năng lượng cao hơn các electron phóng vào mà xa với hạt nhân nguyên tử hơn. Phần lớn các chẩn đoán X quang được tạo ra bởi quá trình bức xạ hãm.

Phổ năng lượng của bức xạ hãm

Năng lượng cực đại của bức xạ tia X (Emax) tạo ra bởi quá trình bức xạ hãm bằng với năng lượng của các electron phóng, và đó là lý do tại sao nó được gọi là KVP hoặc kilovoltage đỉnh.

Năng lượng cuối cùng của electron = Năng lượng ban đầu - Năng lượng phát xạ.

Quá trình bức xạ hãm sản xuất ra một quang phổ liên tục của nguồn năng lượng bức xạ tia X; nghĩa là, không có đỉnh nhọn hoặc lõm trong đường cong biểu diễn. Những phổ năng lượng thấp của bức xạ hãm trong quá trình tạo tia X không đóng góp bất kỳ thông tin để ghi nhận hình ảnh vì nó không thể xuyên qua bệnh nhân nhưng sẽ góp phần vào liều nhiễm xạ của bệnh nhân. Vì vậy, thường có thêm bộ lọc để loại bỏ các phổ năng lượng thấp trước khi chiếu vào bệnh nhân. Năng lượng trung bình của bức xạ tia X phụ thuộc vào nhiều yếu tố. Đa số bức xạ tia X được sản xuất có mức năng lượng trung bình khoảng bằng một phần ba của mức năng lượng cực đại (Emax).



Hình 3.2. *A: Bức xạ hãm là kết quả của sự tương tác giữa hạt nhân nguyên tử trên bề mặt anode với electron bắn ra từ cathode. Kết quả làm chùm electron chậm lại và thay đổi hướng. B: Bức xạ hãm có mức năng lượng thấp. C: Bức xạ hãm có mức năng lượng cao.*

II. Phổ phát xạ tia X và các yếu tố ảnh hưởng đến phổ phát xạ

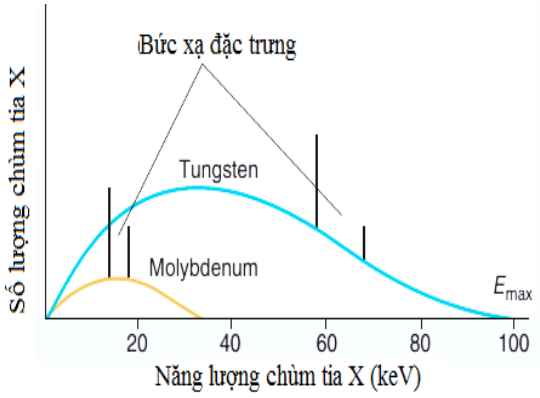
Vật liệu dùng để chế tạo đĩa anode khác nhau thì đặc trưng mức năng lượng và bức xạ đặc trưng cũng khác nhau. Tungsten được sử dụng trong hầu hết trong các bóng X quang chẩn đoán. Molybdenum được dùng trong cực dương của các bóng chụp X quang tuyến vú vì đặc trưng của nhũ ảnh cung cấp độ tương phản tốt hơn.

Tungsten có hai mức năng lượng của tia X đặc trưng có tính chất ghi nhận hình ảnh là 58 và 67 keV còn molybdenum có hai mức năng lượng đặc trưng là 17 và 19 keV.

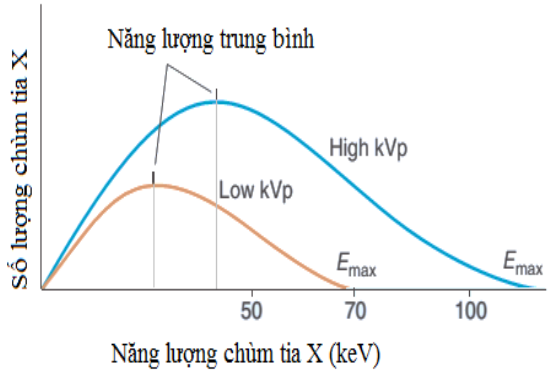
** Bốn yếu tố ảnh hưởng đến phổ phát xạ của tia X:*

- *Ảnh hưởng của KVp*: Thay đổi mức điện áp KV sẽ ảnh hưởng đến mức năng lượng tối đa và năng lượng trung bình của tia X phát ra. Ngoài ra, số lượng tia X cũng sẽ tăng do sự gia tăng của bức xạ hãm và giải phóng năng lượng của các electron khi chúng va chạm vào mục tiêu. Việc điều chỉnh KV sẽ làm thay đổi cả biên độ (độ mạnh) và vị trí của phổ phát xạ tia X; nghĩa là, năng lượng của các xung lượng dòng phát ra sẽ thay đổi theo mức KV.

Trong kỹ thuật chụp X quang, các kỹ thuật viên thường điều chỉnh các yếu tố bằng cách tăng KV và giảm mA theo quy tắc 15%. Cụ thể, khi tăng KV lên 15%, thì mA cần giảm đi một nửa để duy trì cùng mức bức xạ tổng thể. Hiện tượng này xảy ra vì việc tăng KV làm tăng khả năng xuyên thấu của tia X qua cơ thể, giảm lượng bức xạ hấp thụ bởi bệnh nhân, đồng thời tăng khả năng cảm thụ của phim hoặc cảm biến hình ảnh đối với tia X.



Hình 3.3. *Ảnh hưởng của vật liệu làm anode tới phổ phát xạ năng lượng của tia X.*



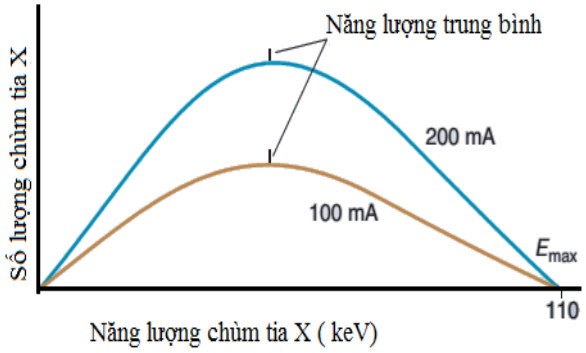
Hình 3.4. *Minh họa phổ phát xạ của hai mức điện thế khác nhau*

- *Ảnh hưởng của mA hay mAs:*

+ Thay đổi mA sẽ thay đổi về số lượng nhưng không phải là (chất lượng) năng lượng của chùm tia X. Thay đổi mA không làm thay đổi năng lượng trung bình hoặc năng lượng cực đại của chùm tia X. Một sự thay đổi mA hoặc mAs sẽ làm thay đổi biên độ phổ phát xạ tia X của tất cả các nguồn.

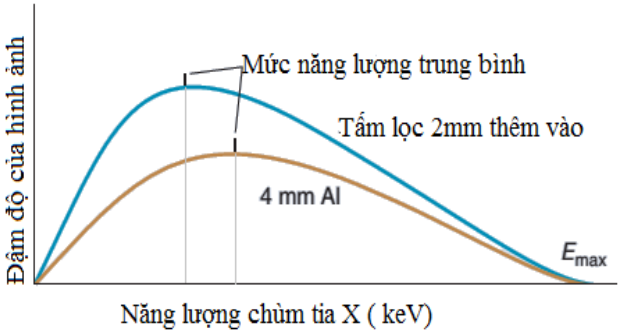
+ Số lượng đặc trưng của chùm tia X tăng theo mA. Số lượng của chùm tia X tăng trực tiếp tỷ lệ thuận với mA. Tăng gấp đôi mA sẽ tăng gấp đôi cường độ và số lượng của chùm tia X. Sự gia tăng mA dẫn đến sự tăng tương ứng biên độ của phổ phát xạ tia X.

Thời gian cũng có tác dụng tương tự như mA. Tăng thời gian sẽ làm tăng số lượng electron và tăng số lượng tia X đến các tấm thu nhận hình ảnh nhưng không tăng chất lượng hoặc tăng đặc tính đâm xuyên của tia X.



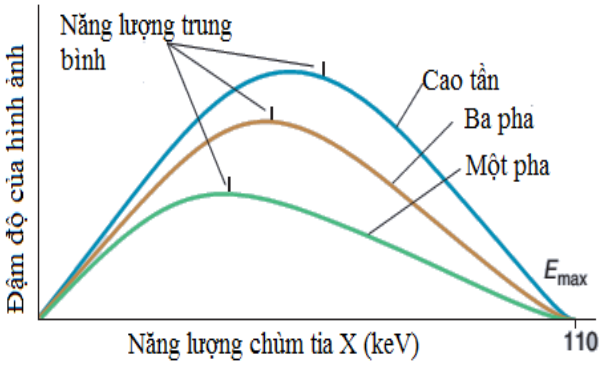
***Hình 3.5**. Minh họa sự gia tăng số lượng tia X khi mA tăng từ 100 - 200 mA.*

- *Ảnh hưởng của lưới lọc:* trong quá trình phát sinh ra bức xạ tia X thì có một số loại tia bức xạ có bước sóng ngắn gây ảnh hưởng không tốt đến chất lượng hình ảnh và ảnh hưởng tới bệnh nhân. Mục đích của lưới lọc là lọc đi các chùm tia có năng lượng thấp trước khi chùm tia đến cơ thể bệnh nhân. Bộ lọc là những lá nhôm mỏng hoặc các kim loại khác được đặt ở phía cửa sổ của bóng phát nơi chùm bức xạ tia X đi ra.



***Hình 3.6**. Sự thay đổi của phổ phát xạ tia X khi có thêm lưới lọc.*

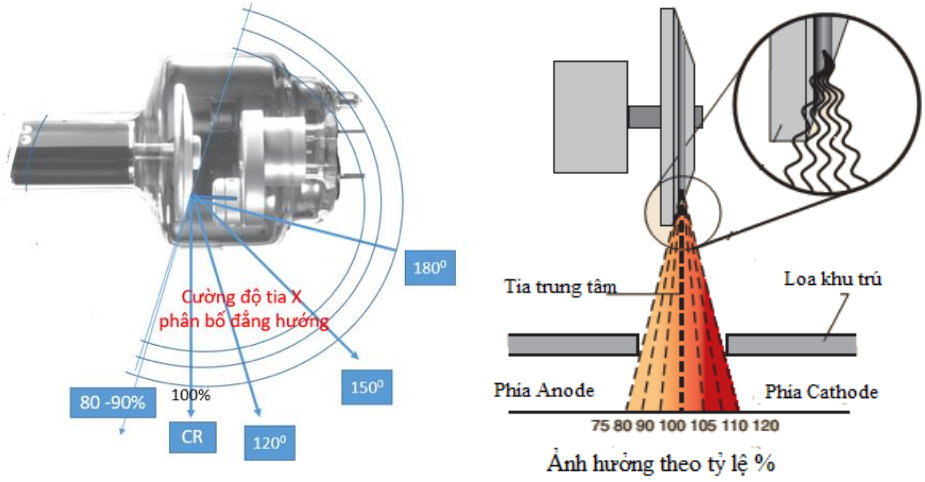
- *Ảnh hưởng của mạch chỉnh lưu:* quá trình phát xạ tia X cũng ảnh hưởng bởi các mạch chỉnh lưu. Có nhiều loại mạch chỉnh lưu được sử dụng ở các máy X quang tùy theo công suất, chế tạo của các hãng. Các mạch chỉnh lưu ba pha, mạch chỉnh lưu cao tần thì sẽ giảm độ gợn sóng và tương đương với tăng khoảng 12% KV so với mạch chỉnh lưu một pha.



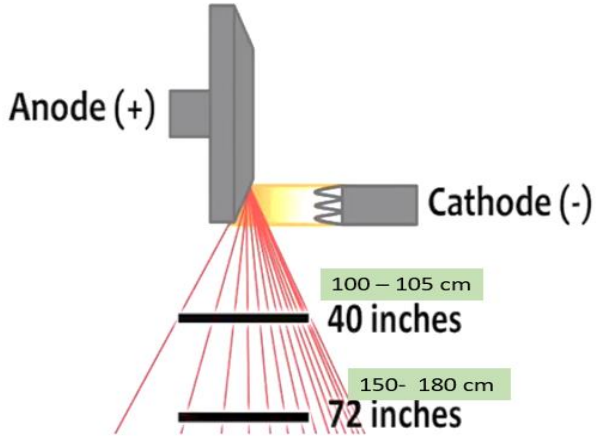
Hình 3.7. *Phổ phát tia X ảnh hưởng bởi mạch chỉnh lưu.*

Hiệu ứng mặt nghiêng góc anode

Hiệu ứng mặt nghiêng góc anode là một biến thể của trường bức xạ tia x giữa hai cực anode và cathode. Điều này gây ra sự thay đổi mật độ khác nhau giữa hai cực anode và cathode. Phía cathode thường có cường độ bức xạ tia X lớn hơn. Cường độ bức xạ tia X phát ra ở phía cực âm cathode lớn hơn về phía cực dương anode. Hiệu ứng mặt nghiêng góc anode có thể làm bên cực âm cathode có cường độ bức xạ tia X lớn hơn khoảng 45% so với bên anode.



Hình 3.8. *Cường độ tia X phân bố đẳng hướng trong quá trình phát sinh tia X và ảnh hưởng của hiệu ứng mặt nghiêng góc anode.*

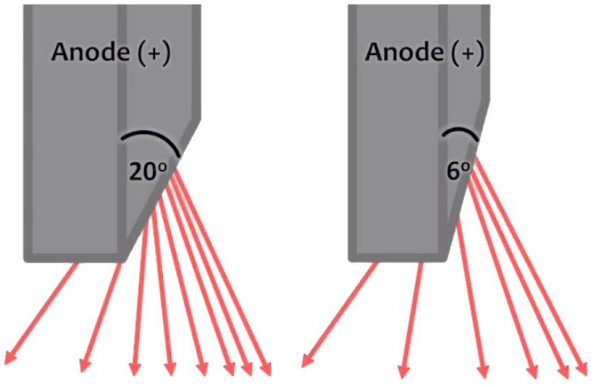


Hình 3.9. *Ảnh hưởng của SID.*

Các yếu tố ảnh hưởng đến sự phân phối không đồng đều về tỷ lệ % tia X giữa hai cực anode và cathode:

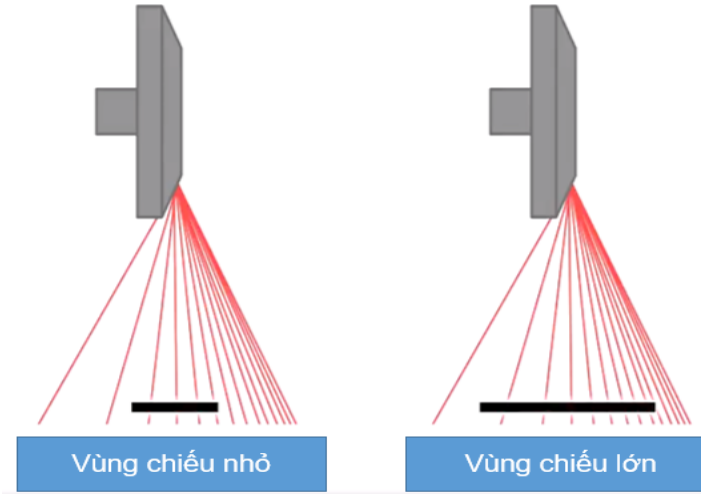
- Khoảng cách từ bóng phát đến tấm thu nhận ảnh (SID): khoảng cách này ảnh hưởng rất lớn đến sự phân phối không đồng đều tỷ lệ % của tia X. Khoảng cách ngắn thì hiệu ứng này càng tăng lên.

- Góc của anode: góc của anode càng nhỏ thì hiệu ứng càng tăng.



Hình 3.10*. Ảnh hưởng của góc anode.*

- Ảnh hưởng của trường chiếu chụp và kích thước vùng cơ thể cần khảo sát: khi trường chụp càng lớn thì hiệu ứng mặt nghiêng góc anode càng tăng lên. Trong khi tiến hành kỹ thuật, người kỹ thuật viên hình ảnh cần phải khu trú lại vùng chụp là điều cần thiết nhằm giảm thiểu hiệu ứng này cũng như giảm thiểu trường nhiễm xạ cho bệnh nhân.



Hình 3.11. *Ảnh hưởng của chùm tia khu trú và kích thước tấm nhận ảnh.*

Hiệu ứng mặt nghiêng góc anode rất quan trọng khi một hình ảnh có cấu trúc giải phẫu khác biệt nhau về độ dày mật độ. Những cấu trúc mà có nhiều sự khác nhau về mật độ thì ta nên đặt về phía cực âm cathode khi đó cường độ bức xạ tia X sẽ đồng đều hơn. Anode và cathode có thể dễ dàng nhận biết bằng ký hiệu ngoài vỏ bóng X quang.

CÂU HỎI LƯỢNG GIÁ

CHỌN MỘT CÂU TRẢ LỜI ĐÚNG NHẤT

Câu 1. Câu nào sau đây là ĐÚNG khi nói về bức xạ đặc trưng?

A. Tốc độ tạo ra bức xạ đặc trưng tỷ lệ thuận với điện áp dây tóc

B. Bức xạ đặc trưng tạo ra photon có năng lượng cố định, đặc trưng cho vật liệu làm Anode

C. Bức xạ đặc trưng chủ yếu liên quan đến đánh bật electron ở lớp L của chất liệu làm cực Anode

D. Với một chất liệu nhất định làm cực Anode, năng lượng photon của bức xạ đặc trưng tăng khi điện áp đặt vào 2 cực Cathode và Anode tăng

Câu 2. Câu nào sau đây là ĐÚNG khi nói về Hiệu ứng chân đầu (Anode Heel Effect)?

A**.** Có thể tận dụng hiệu ứng chân đầu bằng cách đặt bộ phận cơ thể dày về phía cực Anode

B. Khi tăng khoảng cách SID giữa cơ thể bệnh nhân và bóng phát tia X sẽ làm tăng hiệu ứng chân đầu

C. Tăng góc vát của Anode (Anode angle) sẽ làm tăng hiệu ứng chân đầu

D. Cường độ chùm tia X được tạo ra có cường độ lớn hơn về phía Cathode so với Anode

Câu 3. Phổ phát xạ của tia X sẽ thay đổi như thế nào khi tăng điện áp đặt vào 2 cực Cathode và Anode?

A. Bức xạ hãm có năng lượng tăng

B. Bức xạ đặc trưng có năng lượng tăng

C. Số lượng chùm tia X giảm

D. Số lượng chùm tia X không đổi

Bài 4

TỔNG QUAN VỀ AN TOÀN BỨC XẠ TRONG X QUANG VÀ CẮT LỚP VI TÍNH

**** Mục tiêu học tập***

- Nêu được các khái niệm cơ bản về liều bức xạ, sự ảnh hưởng của bức xạ ion hóa đối với cơ thể con người.

- Nêu được các nguyên nhân dẫn đến tăng liều bức xạ không cần thiết cho bệnh nhân trong chụp X quang và cắt lớp vi tính.

Hiện nay các phương pháp chẩn đoán hình ảnh như X quang và chụp cắt lớp vi tính (CLVT) đóng vai trò quan trọng trong việc phát hiện, chẩn đoán và định hướng điều trị nhiều loại bệnh lý. Tuy nhiên, cả hai phương pháp này đều sử dụng tia bức xạ ion hóa để tạo ra hình ảnh, gây ra mối lo ngại về ảnh hưởng tiềm tàng của bức xạ đối với sức khỏe con người, đặc biệt là khi lạm dụng hoặc không tuân thủ các quy định an toàn. An toàn bức xạ trong X quang và CLVT không chỉ quan trọng với bệnh nhân mà còn với nhân viên y tế và cộng đồng. Việc hiểu rõ về liều bức xạ, các biện pháp giảm thiểu nguy cơ là những yếu tố cần thiết để đảm bảo lợi ích từ việc sử dụng các phương pháp chẩn đoán này luôn cao hơn rủi ro. Trong bài này, chúng ta sẽ khám phá các khía cạnh cơ bản về bức xạ ion hóa, nguy cơ tiềm ẩn, cùng với những biện pháp an toàn cơ bản nhằm giảm thiểu tác động tiêu cực của bức xạ trong X quang và CLVT.

I. Các khái niệm cơ bản về bức xạ

Bức xạ là năng lượng phát ra từ nguồn xạ dưới dạng sóng điện từ hoặc các hạt hạ nguyên tử (electron, proton, neutron...). Bức xạ truyền năng lượng trong không gian hoặc thông qua một môi trường vật chất. Có hai loại bức xạ: không ion hóa và ion hóa.

1.1. Bức xạ không ion hóa

Bức xạ không ion hóa là sóng điện từ có mức năng lượng yếu không đủ khả năng bứt hoàn toàn electron ra khỏi nguyên tử hay phân tử của vật chất. Loại bức xạ này không đủ mạnh để đâm xuyên vào cơ thể tuy nhiên vẫn có thể gây ra tổn thương đối với các cơ quan bề mặt như da và mắt. Nguồn bức xạ không ion hóa tồn tại xung quanh môi trường sống của con người: điện từ trường phát ra từ các thiết bị nghe nhìn, truyền thông; sóng siêu âm từ lò viba; tia hồng ngoại từ các thiết bị chiếu

sáng; tia tử ngoại từ ánh sáng mặt trời… Tùy vào nguồn bức xạ và thời gian tiếp xúc, bức xạ không ion hóa có thể gây ra cảm giác nóng cục bộ hay có ảnh hưởng lâu dài đến mô.

1.2. Bức xạ ion hóa

Bức xạ ion hóa có thể bứt electron ra khỏi liên kết của nó với hạt nhân nguyên tử. Nguồn bức xạ ion hóa có thể là chất phóng xạ hay từ trong môi trường tự nhiên (trong vũ trụ, mặt đất, không khí, cây cối...). Có nhiều loại bức xạ ion hóa:

- Bức xạ alpha: hạt alpha gồm hai proton và hai nơtron. Hạt alpha mang điện tích dương và khả năng đâm xuyên vào da rất kém, có thể bị chặn bởi bề mặt của một tờ giấy.

- Bức xạ beta: bức xạ beta gồm những hạt electron di chuyển với vận tốc cao được bứt ra từ hạt nhân của nguyên tử. Bức xạ beta có điện tích âm và kích thước rất nhỏ do đó khả năng đâm xuyên cao hơn so với hạt alpha, có thể bị chặn bởi bề mặt của một miếng nhựa.

- Bức xạ gamma là loại bức xạ có khả năng đâm xuyên cao, được phát ra sau khi một hạt alpha hay beta bị bứt ra khỏi hạt nhân nguyên tử. Do bức xạ gamma không có khối lượng và điện tích nên nó có khả năng đâm xuyên qua cơ thể con người. Loại bức xạ này bị hấp thụ bởi các loại vật liệu đặc như bê tông hay chì.

- Tia X là loại bức xạ có đặc tính như tia gamma tuy nhiên nguồn của tia X chủ yếu là nguồn nhân tạo, số ít được tạo ra từ chất phóng xạ. Do đó, tia X được sử dụng rộng rãi trong X quang chẩn đoán cũng như trong xạ trị.

- Bức xạ neutron xuất hiện khi hạt neutron bị bứt ra khỏi hạt nhân nguyên tử trong phản ứng phân hạch và một số loại phản ứng khác. Không giống như các loại bức xạ khác, bức xạ neutron bị hấp thụ bởi các loại vật chất có mật độ nguyên tử hydro cao như paraphin hoặc nhựa.

II. Các yếu tố quyết định mức độ ảnh hưởng của bức xạ tới sức khỏe

Mức độ ảnh hưởng của bức xạ đến sức khỏe con người phụ thuộc vào nhiều yếu tố: loại bức xạ; liều chiếu xạ; tỷ lệ liều xạ vào cơ quan; bộ phận cơ thể nhận xạ; độ tuổi, giới tính của cá nhân nhận xạ; độ nhạy xạ của từng cá nhân.

2.1. Loại bức xạ và năng lượng bức xạ

Tất cả các bức xạ ion hóa đều ít nhiều ảnh hưởng tới sức khỏe con người. Khác biệt chính giữa hạt alpha và beta, tia gamma và tia X về mức độ ảnh hưởng tới sức khỏe của chúng là mức năng lượng. Mức năng lượng quyết định khả năng đâm

xuyên và lượng bức xạ bị hấp thụ vào cơ thể. Tia xạ có năng lượng càng cao thì mức độ ảnh hưởng tới sức khỏe càng cao.

2.2. Tỷ lệ liều bức xạ vào cơ quan

Mô trong cơ thể có thể nhận một liều bức xạ nhất định mà không bị tổn thương trong một khoảng thời gian nhất định. Cùng một liều bức xạ nhưng được phân bổ trong vài ngày hoặc vài tuần thì mức độ ảnh hưởng tới mô thấp hơn so với trong vài phút hoặc vài giờ.

2.3. Độ nhạy xạ của từng cơ quan

Không phải tất cả các tế bào sống đều có độ nhạy xạ giống nhau. Những tế bào có tốc độ phân chia nhanh thì nhạy xạ hơn. Sự tác động trực tiếp của bức xạ đến DNA trong quá trình phân chia tế bào có thể gây chết hoặc đột biến tế bào. Ngược lại, sự tác động này không đáng kể đối với tế bào đang không trong quá trình phân chia. Mặc dù tế bào có khả năng tự sửa chữa nhưng đối với những tế bào bị tổn thương nghiêm trọng quá trình phân chia không hoàn thiện dẫn tới việc tế bào mới bị đột biến. Các tế bào mới lại tiếp tục phân chia và duy trì sự đột biến, đây có thể là sự khởi đầu của một khối u ác tính.

Độ nhạy xạ của từng cơ quan trong cơ thể có mối liên quan trực tiếp đến độ nhạy xạ của loại tế bào hình thành nên cơ quan đó. Cụ thể, tế bào máu là tế bào rất nhạy với phóng xạ vì các tế bào này phân chia liên tục do đó những cơ quan tham gia vào quá trình tạo máu cũng là những cơ quan nhạy xạ trong cơ thể. Ngược lại, cơ và não được hình thành từ các tế bào ít nhạy xạ nên những cơ quan này không nhạy đối với bức xạ. Bào thai đang phát triển cũng hình thành từ các tế bào đang phân chia liên tục và được cung cấp lượng lớn máu cũng như oxy nên có độ nhạy cao với bức xạ.

Tốc độ phân chia của các tế bào tạo thành cơ quan không phải là yếu tố duy nhất để đánh giá tính nhạy cảm với nhiễm xạ của cơ quan đó. Một cơ thể khỏe mạnh là một yếu tố quan trọng giúp bảo vệ các cơ quan khỏi tác động của nhiễm xạ.

2.4. Độ nhạy xạ khác nhau với độ tuổi

Khi bị chiếu xạ, tế bào phân chia chậm ít bị ảnh hưởng hơn so với những tế bào phân chia liên tục. Vì vậy, cơ thể bệnh nhân lớn tuổi ít nhạy xạ hơn so với người trẻ, đặc biệt là trẻ em.

2.5. Các yếu tố khác

Mức độ ảnh hưởng của bức xạ đối với cơ thể còn phụ thuộc vào các yếu tố như:

- Tổng liều bức xạ.

- Loại tế bào bị chiếu xạ.
- Thể tích mô chịu tác động.
- Tình trạng sức khỏe và giới tính của cá thể.
- Khoảng thời gian giữa các lần tiếp xúc với bức xạ.
- Một số người có độ nhạy cảm với bức xạ cao hơn những người khác.

III. Khái quát về liều bức xạ

Liều bức xạ trong CLVT được đo bằng đơn vị millisievert (mSv) và có thể thay đổi tùy thuộc vào khu vực cơ thể được quét, và các tham số kỹ thuật khác. Mặc dù liều bức xạ từ một lần chụp CLVT thường cao hơn so với chụp X quang thông thường, nhưng lợi ích của việc phát hiện sớm và chẩn đoán chính xác bệnh lý thường vượt trội so với những rủi ro tiềm tàng của bức xạ. Tuy nhiên, việc kiểm soát liều bức xạ và áp dụng các phương pháp giảm liều là cần thiết để bảo vệ sức khỏe bệnh nhân và đảm bảo an toàn trong quá trình chẩn đoán. Trong phần này, chúng ta sẽ đi sâu hơn vào khái niệm về liều bức xạ, cách tính liều, các yếu tố ảnh hưởng đến liều bức xạ trong CLVT, cũng như các biện pháp an toàn để tối ưu hóa quy trình chụp mà vẫn đảm bảo chất lượng hình ảnh phù hợp.

3.1. Khái quát về liều bức xạ

Bức xạ ion hóa sử dụng trong CLVT là tia X có mức năng lượng từ 120 đến 140 KeV. Đơn vị năng lượng của tia X phát tán trong không khí là Roentgen (R). Khi tia X từ đầu đèn đi vào bệnh nhân và tương tác với mô thì hầu hết năng lượng của chúng bị hấp thụ, tán xạ và một số ít đi tới đầu dò.

3.1.1. Liều hay liều hấp thụ (Absorbed dose)

Liều hấp thụ là năng lượng ($J.kg^{-1}$) của bức xạ truyền vào vật chất trong quá trình ion hóa và tương đương với năng lượng của bức xạ bị hấp thụ trong một đơn vị thể tích của vật chất đó.

Đơn vị của liều hấp thụ là milligray (mGy). 1 $J.kg^{-1}$ = 1 Gy = 1000 mGy.

3.1.2. Liều tương đương (Equivalent dose)

Đối với cơ thể sống, bức xạ ion hóa có thể biến đổi hoặc gây tổn thương cho đối tượng bị chiếu xạ, tác động này gọi là hiệu ứng sinh học. Năng lượng ion hóa của từng loại bức xạ lên mô là khác nhau, bức xạ alpha có khả năng ion hóa vật chất cao hơn so với các loại bức xạ khác nên đối với cùng một loại mô, liều hấp thụ đối với bức xạ alpha sẽ cao hơn. Do đó, liều hấp thụ không phải là đại lượng dùng để đánh

giá tác dụng sinh học của bức xạ ion hóa lên mô. Một đại lượng khác là liều tương đương được dùng để đánh giá tác dụng sinh học của bức xạ ion hóa đối với từng loại mô hay cơ quan trong cơ thể cũng như chỉ ra đặc tính tác động lên mô cho từng loại bức xạ. Đơn vị của liều tương đương là Sievert (Sv).

Các yếu tố quyết định liều tương đương: loại phóng xạ, liều hấp thụ và cơ quan hoặc mô cơ thể tiếp xúc với bức xạ.

Liều tương đương (H) bằng tích số của liều hấp thụ (D) với hệ số trọng bức xạ (WR: radiation weighting factor) của bức xạ.

$$H\ (Sv) = D\ (Gy) \times WR$$

Nhìn chung, các loại bức xạ sử dụng trong y học chẩn đoán có tác động không đáng kể lên mô do đó liều hấp thụ và liều tương đương được coi là như nhau và chỉ khác nhau về đơn vị (WR = 1). Mỗi loại bức xạ có liều hấp thụ và hệ số trọng bức xạ đặc trưng cho loại bức xạ đó. Do đó, liều tương đương mà một thể tích mô nhận khi có nhiều loại bức xạ tác động đồng thời lên nó được tính bằng tổng liều tương đương của từng loại bức xạ.

3.1.3. Liều hiệu dụng (Effective dose)

Các mô trong cơ thể phản ứng với bức xạ ở các mức độ khác nhau. Liều hiệu dụng đánh giá mức độ nguy hại khi cá nhân tiếp xúc với bức xạ không chỉ ở phương diện loại bức xạ mà còn là độ nhạy xạ của từng bộ phận trong cơ thể. Liều hiệu dụng của một bộ phận bị chiếu xạ được tính bằng tích của liều tương đương với yếu tố trọng mô của bộ phận đó, tổng liều hiệu dụng được tính bằng tổng liều hiệu dụng của tất cả các bộ phận.

3.1.4. Mối liên hệ tổng quan

Liều hấp thụ là đại lượng cơ bản đo năng lượng bức xạ hấp thụ vào mô.

Liều tương đương điều chỉnh liều hấp thụ theo loại bức xạ để tính đến mức độ gây hại khác nhau.

Liều hiệu dụng tiếp tục điều chỉnh liều tương đương để tính đến mức độ nhạy cảm của từng mô và cơ quan trong cơ thể.

Nhờ mối liên hệ này, liều hiệu dụng cho phép đánh giá nguy cơ tổng thể đối với sức khỏe từ việc tiếp xúc với bức xạ, giúp tối ưu hóa an toàn bức xạ và quản lý liều lượng trong các quy trình y tế như chụp CLVT.

3.2. Tính liều bức xạ trong cắt lớp vi tính

CLVT hiện nay là một trong những kỹ thuật được chỉ định nhiều nhất trong chẩn đoán hình ảnh bởi hình ảnh CLVT cung nhiều thông tin cho chẩn đoán và quy trình thực hiện nhanh gọn. Tuy nhiên, phương pháp này đóng góp một phần không

nhỏ trong tổng liều mà bệnh nhân phải nhận trong tổng thể liều từ các phương pháp sử dụng tia X trong y học. Việc tính liều trong CLVT được thực hiện nhằm kiểm soát lượng phóng xạ tới bệnh nhân.

3.2.1. Liều hình học

3.2.1.1. Liều thay đổi theo chiều mặt phẳng lát cắt

Trong X quang, liều tại bề mặt da theo chiều tới của tia X nhận 100 % bức xạ và tỷ lệ này giảm liên tục theo hệ số suy giảm của mô đồng thời tia bị hấp thụ hoặc tán xạ trước khi ra khỏi bệnh nhân. Thông thường bức xạ ra khỏi bệnh nhân chỉ còn khoảng 1 % so với bức xạ đi vào.

Trong cắt lớp vi tính, liều tại bề mặt da và liều ở vùng trung tâm cơ thể không chênh lệch nhiều như trong chụp X quang thông thường.

Sự đồng nhất liều trong CLVT bởi:

- Tia ra khỏi bóng phát tia X thường được lọc bớt những thành phần tán xạ và tia có năng lượng thấp do đó tỷ lệ tia bị hấp thụ bởi mô trong cơ thể thấp.

- Tia trong cắt lớp vi tính đến từ nhiều hướng quanh bộ phận cần chụp nên liều được phân bổ đồng đều theo bề dày cơ thể.

Sự đồng nhất của liều giảm khi trường quét (FOV) và bề dày của bộ phận chụp tăng lên, do đó liều chụp ngực hoặc bụng không đồng nhất như liều chụp sọ não.

3.2.1.2. Sự dao động của liều theo chiều bề dày lát cắt

Trường hợp lý tưởng, với các lát cắt liên tục không bao gồm tia tán xạ trong mỗi lát cắt thì liều xạ ở mỗi lát cắt là như nhau. Tuy nhiên trong thực tế tia tán xạ luôn tồn tại khi tia X đi ra khỏi bóng và đi vào bộ phận chụp, do đó trong một lát cắt ngoài liều xạ đơn thuần của lát cắt đó còn có liều tán xạ từ các lát cắt kế cận. Liều mà tia tán xạ đóng góp cho tổng liều của một lát cắt phụ thuộc vào bề dày bộ phận chụp và các thông số kỹ thuật được sử dụng. Thông thường liều tán xạ đóng góp từ 25 % đến 40 % liều đơn thuần của một lát cắt. Trong thực tế, thực hiện nhiều lát cắt cùng một thời điểm là một trong những ưu điểm của CLVT đa lát cắt hiện nay do đó liều được tính bao gồm liều đơn thuần của một lát cắt đơn và liều tán xạ đến từ các lát cắt lân cận. Liều đo được trên lát cắt này gọi là liều trung bình đa lát cắt (*MSAD: multiple scan average dose*). Liều trung bình này tăng khi các lát cắt chồng lên nhau và giảm khi có khoảng cách giữa các lát cắt.

Một chỉ số khác được sử dụng để tính liều trong kỹ thuật chụp CLVT đa lát cắt đó là chỉ số liều cắt lớp vi tính (CTDI: Computed Tomography Dose Index). Chỉ CTDI là liều xạ đo được trên một lát cắt trong một vòng quay với một lát cắt duy nhất. Chỉ số này cho phép dự đoán liều trung bình đa lát cắt. Khi không có khoảng

cách hay sự chồng lên nhau giữa các lát cắt thì chỉ số liều cắt lớp vi tính bằng liều trung bình đa lát cắt.

CTDI được đo trong điều kiện chuẩn của phòng thí nghiệm và là một thông số đi kèm với máy CLVT, được cung cấp bởi nhà sản xuất. Để đo được chỉ số này, một thiết bị tính liều chuyên biệt gọi là buồng ion hóa được sử dụng. Buồng ion hóa là một thiết bị hình trụ có đường kính 8 mm, chiều dài 100 mm đủ để bao phủ 14 lát cắt liên tục và mỗi lát cắt có độ dày 7 mm. Việc đo đạc này giúp cho việc tính toán liều trung bình đa lát cắt đối với các lát cắt mỏng có độ chính xác cao hơn so với việc thực hiện đo trên một lát cắt đơn đơn thuần, thông số có được gọi là CTDI100.

Như được đề cập ở trên, liều trong cùng một lát cắt không có sự đồng nhất, đặc biệt là ở vùng ngực và bụng, liều ở ngoại biên cao hơn so với liều ở trung tâm lát cắt. Chỉ số liều trung bình trên mặt phẳng lát cắt (*CTDIw: weighted average computed tomography dose index*) đại diện cho giá trị liều trung bình ở vị trí trung tâm và vị trí ngoại biên của một lát cắt (theo trục x và y).

$$\mathrm{CTDIw} = \frac{1}{3}\,\mathrm{CTDIc} + \frac{2}{3}\,\mathrm{CTDIp}\ (\mathrm{mGy})$$

Trong đó, CTDIc được đo ở trung tâm lát cắt, CTDIp được đo ở vùng ngoại biên của lát cắt.

Trong thực tế một lát cắt trong cắt lớp vi tính có bề dày (theo trục z) nên mỗi lát cắt là một khối và có thể tích nên liều theo thể tích của một lát cắt là CTDIvol, và giá trị là này tỉ số của liều trung bình trên mặt phẳng lát cắt với pitch.

$$\mathrm{CTDIvol} = \frac{\mathrm{CTDIw}}{\mathrm{pitch}}(\mathrm{mGy})$$

Liều theo thể tích của một lát cắt độc lập với độ dài của trường quét. Để tính tổng liều cho một khối thể tích cơ thể được chụp ta sử dụng thông số DLP (dose length product) với DLP là tích số của CTDIvol và độ dài của tường quét. DLP gần như là giá trị chính xác để tính liều trong CLVT, tuy nhiên chỉ số này phụ thuộc vào cấu trúc giải phẫu của khối thể tích cơ thể. Do đó CTDIvol vẫn là thông số có giá trị nhất dùng để tính liều và so sánh liều giữa các protocol trong chụp cắt lớp vi tính.

3.3. Những yếu tố ảnh hưởng đến liều

3.3.1. Đặc điểm hình học của chùm tia

Về mặt lý thuyết, chùm tia có vòng quay 180° cho ra đủ thông tin để tái tạo hình ảnh, tuy nhiên hầu hết các máy CLVT đều sử dụng chùm tia có vòng quay 360° hoặc hơn 360° để đảm bảo sự đồng nhất của tia xạ lên mọi vị trí của lát cắt cũng như bù lại sự sai biệt khi bệnh nhân cử động. Góc quay của chùm tia tăng lên cho hình ảnh chất lượng cao hơn nhưng cũng đồng thời làm tăng liều tia xạ tới bệnh nhân.

3.3.2. Bộ phận lọc tia

Tia X đi qua bộ phận lọc tia nhằm loại bỏ những tia "mềm" (tia có năng lượng thấp) và tia tán xạ trước khi ra khỏi đầu đèn và đi tới bệnh nhân. Khi tia X đi qua cơ thể bệnh nhân để tới đầu dò thì một phần bị hấp thụ để tạo sự tương phản của các mô trên phim. Tia có năng lượng thấp và tia tán xạ bị lọc bớt thì lượng tia tới bệnh nhân giảm đi đáng kể mà vẫn đảm bảo được độ tương phản trên phim.

3.3.3. Chất lượng của đầu thu

Hiệu quả tiếp nhận của đầu thu ảnh hưởng đến liều mà bệnh nhân nhận. Đầu thu có hiệu quả tiếp nhận thấp cần thu nhận được một liều chiếu xạ cao hơn để đảm bảo chất lượng hình ảnh.

3.3.4. Độ dày lát cắt và khoảng cách lát cắt

Trong kỹ thuật cắt lát rời (*slice by slice*), tăng độ dày lát cắt đồng nghĩa với tăng thể tích mô tiếp xúc với tia X, tuy nhiên, liều tán xạ giữa các lát cắt không đáng kể. Trong kỹ thuật cắt đa lát cắt (*multiple slice*), việc giảm độ dày lát cắt khi cắt các lát cắt liên tục (pitch = 1) thì liều trung bình đa lát cắt (MSAD) tăng do sự tăng của liều tán xạ từ các lát cắt kế cận. Ngoài ra, đối với những lát cắt càng mỏng thì càng đòi hỏi lượng tia xạ phải được tăng lên để đảm bảo chất lượng hình ảnh (giảm độ nhiễu của hình ảnh). Trong kỹ thuật chụp đa lát với các lát cắt có phần chồng lên nhau (pitch <1) thì tổng liều cao hơn trong khi liều này giảm đối với kỹ thuật chụp đa lát với các lát cắt có khoảng cách với nhau (pitch > 1).

Mặc dù ảnh hưởng của việc khu trú chùm tia (*beam collimation*) đến liều là nhỏ trong kỹ thuật cắt từng lát (slice by slice) nhưng lại trở nên đáng kể trong kỹ thuật chụp đa lát cắt (multiple slice). Trong kỹ thuật này, để cường độ tia X đồng nhất khi đi đến đầu dò, bộ chuẩn trực cần phải được mở đủ rộng để "vùng tối" (penumbra) nằm ngoài vùng hoạt động của đầu dò. Điều này ảnh hưởng đến liều bệnh nhân phải nhận nhưng không tham gia vào quá trình tạo ra hình ảnh.

3.3.5. Pitch

Pitch được định nghĩa là tỉ số giữa độ dịch chuyển của bàn chụp trong một vòng quay 360^0 với độ mở của bộ chuẩn trực (*collimator*). Kỹ thuật cắt xoắn ốc với các lát cắt đơn liên tiếp nhau (pitch = 1) cho ra liều xấp xỉ với liều khi sử dụng kỹ thuật quét truyền thống có cùng thông số kVp, mAs và độ dày lát cắt. Khi pitch > 1 thì sự phân bố của bức xạ trải mỏng hơn trên các lát cắt bởi vì mặc dù không bỏ qua một lát cắt nào nhưng gantry không tạo một vòng quay hoàn chỉnh trong cắt xoắn ốc. Pitch có ảnh hưởng trực tiếp đến liều của bệnh nhân vì khi pitch tăng thì thời gian tiếp xúc của vùng giao giữa hai lát cắt với tia X giảm.

3.3.6. Đường kính vùng quét

Những phantom có mật độ tương tự với mật độ mô mềm với đường kính 16 cm và 32 cm được sử dụng để mô phỏng vùng sọ não và vùng ngực bụng của bệnh nhân. Cùng các yếu tố kỹ thuật, trong một lần quét thì liều đo được trong phantom sọ não cao hơn so với liều trong phantom ngực bụng. Điều này được giải thích như sau: tại cùng một vị trí đặt buồng ion hóa so với gantry, bức xạ tới buồng ion hóa trong phantom có đường kính nhỏ thì cao hơn do sự hấp thụ tia X của phantom này thấp hơn so với sự hấp thụ của phantom có đường kính lớn hơn.

3.3.7. Kỹ thuật chụp

Cũng như đối với chụp X quang thông thường, trong CLVT, kỹ thuật chụp ảnh hưởng tới liều, cụ thể như việc tăng các thông số kVp và mAs làm tăng liều mà bệnh nhân phải nhận. Mối quan hệ giữa mAs (số lượng tia) và liều là tuyến tính, có nghĩa là khi mAs tăng gấp đôi thì liều bức xạ mà bệnh nhân phải nhận cũng tăng gấp đôi. Tương tự như vậy, liều xạ mà bệnh nhân phải nhận cũng giảm khi mAs giảm. Tuy nhiên, việc tăng hay giảm mAs cần được cân nhắc kỹ vì yếu tố này ảnh hưởng trực tiếp đến độ nhiễu của hình ảnh.

Năng lượng của tia (kVp) cũng ảnh hưởng đến liều mặc dù hai yếu tố này không có quan hệ tuyến tính. Khi mAs không đổi, kVp tăng từ 120 lên 140 thì liều tăng khoảng 30 % đến 45 %.

3.3.8. Số lần chụp

Số lần chụp tăng lên vì các mục đích khác nhau (các tư thế bổ sung, các thì động học thuốc cản quang theo yêu cầu của quy trình kỹ thuật hoặc câu hỏi lâm sàng…) đều dẫn tới tăng liều tia cho bệnh nhân.

3.3.9. Bộ chuẩn trực (collimator)

Bộ chuẩn trực bằng chì được đặt gần với nguồn phát tia X nhằm giới hạn kích thước của chùm tia tới bệnh nhân, phù hợp với kích thước của đầu thu. Điều này góp phần làm giảm lượng tia tán xạ tới bệnh nhân, từ đó giảm sự ảnh hưởng tới chất lượng hình ảnh. Bộ chuẩn trực cũng có thể được đặt gần đầu thu với mục đích làm giảm tia tán xạ từ phía bệnh nhân tới đầu thu.

3.3.10. Giới hạn vùng chụp

Việc giới hạn vùng chụp được thực hiện trên hình định vị trước khi tiến hành chụp, hoặc dựa trên giới hạn xác định được ở thì chụp không thuốc cho các thì có thuốc nhằm giúp hạn chế liều tới những bộ phận nằm ngoài vùng khảo sát.

IV. Liều bức xạ trong chụp cắt lớp vi tính và X quang thông thường

CLVT và X quang thông thường là hai kỹ thuật chụp phổ biến trong chẩn đoán hình ảnh. Trong cả hai kỹ thuật này, tia X đi qua vùng cơ thể bệnh nhân tới bộ phận ghi nhận và thông qua các quá trình chuyển hóa năng tượng để hiển thị lên hình ảnh. Tuy nhiên nguyên lý, mục đích cũng như yêu cầu về hình ảnh của hai kỹ thuật này hoàn toàn khác nhau.

Trong CLVT, tia X trước khi ra khỏi bóng phát tia X sẽ đi qua bộ chuẩn trực có độ lọc cao (collimator), bộ phận này có chức năng định hình chùm tia cũng như lọc bớt tia khuếch tán và tia có năng lượng thấp tới đầu dò. Ngoài ra, đầu thu CLVT tạo hình ảnh bằng quá trình số hóa do đó hình ảnh cho ra có chất lượng cao đồng thời các mô có độ tương phản thấp được hiển thị, đặc biệt là mô mềm, trong khi hình ảnh trên phim X quang thông thường lại cho ít chi tiết hơn. Các chi tiết giải phẫu kế cận nhau có sự chênh lệch về độ tương phản thấp hơn không thể phân biệt được trên phim X quang thông thường. Tuy nhiên để có được hình ảnh có độ chi tiết cao thì lượng tia X sử dụng cũng phải phù hợp để đảm bảo số lượng và chất lượng photon đến trong mỗi phần tử của đầu thu. Vì vậy trong cắt lớp vi tính bệnh nhân thường phải nhận liều chụp cao hơn so với chụp một phim X quang thông thường.

V. Các phương pháp giảm liều tia

Trong quá trình thực hành CLVT, có rất nhiều yếu tố đóng góp vào tổng liều mà bệnh nhân phải nhận do đó có những phương pháp làm giảm liều tia tương ứng bằng cách tác động vào các yếu tố này. Có thể tác động từng yếu tố hoặc tác động đồng thời nhiều yếu tố để việc giảm liều tia đạt hiệu quả cao nhất nhưng vẫn đảm bảo về mặt chất lượng của hình ảnh.

5.1. Điều chỉnh mAs

Kích thước bệnh nhân càng nhỏ thì liều chụp càng thấp và ngược lại. Phương pháp điều chỉnh mAs dựa vào cân nặng hay đường kính bộ phận cơ thể cần chụp của bệnh nhân đều mang lại hiệu quả đáng kể mà vẫn đảm bảo được chất lượng hình ảnh.

5.2. Chế độ điều biến dòng tự động

Một số máy CLVT hiện nay được cải tiến với chức năng thay đổi cường độ tia xạ (mA) dựa vào dự đoán mức độ làm suy giảm bức xạ của bộ phận cần chụp sau khi quét hình định vị theo hai hướng bình diện dọc giữa (sagittal) và hướng mặt (coronal). Bằng những thông tin có được từ các mặt phẳng này, cường độ tia xạ được tự động điều chỉnh cho phù hợp với bề dày cơ thể dọc theo trường quét. Hiệu quả điều chỉnh cường độ tia xạ khác nhau đối với từng hãng sản xuất.

5.3. Hạn chế việc tăng kVp

Việc tăng năng lượng của chùm tia dẫn đến tăng liều xạ cũng như khả năng đâm xuyên của tia xạ vào cơ thể bênh nhân. Mức năng lượng thông thường được sử dụng vào khoảng 120kV và chỉ tăng trong trường hợp đường kính của bệnh nhân quá lớn. Tuy nhiên, việc tăng năng lượng chùm tia có thể thực hiện đồng thời với việc giảm cường độ tia xạ để bù trừ lại cho việc tăng liều tia.

5.4. Tăng pitch

Một phương pháp hữu hiệu khác nhằm làm giảm liều tia trong CLVT xoắn ốc là tăng pitch. Việc tăng pitch từ 1.0 lên 1.5 có thể làm liều giảm 33% nhưng không ảnh hưởng đến thông tin chẩn đoán.

5.5. Giới hạn số lần quét

Sự ảnh hưởng của việc tiếp xúc với liều xạ tại cùng một bộ phận chụp được tích lũy nên số lần quét bổ sung hoặc kỹ thuật chụp nhiều pha chỉ nên thực hiện khi có chỉ định lâm sàng. Một ví dụ từ thực tế, việc phát hiện tổn thương ở gan cần thực hiện bằng nhiều lần chụp ở các pha khác nhau. Tuy nhiên, việc chỉ định bệnh nhân chụp ở tất cả các pha để đánh giá những bất thường ở gan thì không thật sự cần thiết mà phải dựa trên chẩn đoán lâm sàng cụ thể.

5.6. Tối ưu hóa khoảng cách giữa nguồn phát tia và bệnh nhân (Source-to-Image Distance - SID)

Tăng khoảng cách giữa nguồn phát tia X và bệnh nhân giúp giảm liều bức xạ tiếp nhận trên da. Khoảng cách xa hơn làm cho tia X bị phân tán rộng hơn, giảm cường độ tập trung của tia tại điểm chiếu.

5.7. Bảo vệ các vùng nhạy cảm của cơ thể (Radiation Shielding)

Sử dụng các tấm chắn bảo vệ (như áo chì hoặc miếng chắn) để che chắn các khu vực nhạy cảm như tuyến giáp, ngực và cơ quan sinh dục. Điều này giúp ngăn chặn bức xạ không cần thiết chiếu vào các vùng quan trọng và giảm thiểu rủi ro gây hại lâu dài.

5.8. Cải tiến và áp dụng các phương pháp tái tạo hình ảnh tiên tiến

Tái tạo hình ảnh trong CLVT là phương pháp sử dụng các thông tin có được từ một lần quét theo một hướng để dựng lại hình ảnh của vùng quét đó ở các hướng

khác nhau hay hình ảnh ba chiều của bộ phận cần khảo sát phục vụ cho quá trình chẩn đoán. Việc cải tiến các kỹ thuật tái tạo hình ảnh ở các máy CLVT như hiện nay góp phần làm giảm số lần quét đồng thời làm tăng lượng thông tin chẩn đoán.

CÂU HỎI LƯỢNG GIÁ

CHỌN MỘT CÂU TRẢ LỜI ĐÚNG NHẤT

Câu 1. Đơn vị đo lường liều hấp thụ trong bức xạ là gì?

A. Sievert (Sv)

B. Gray (Gy)

C. Becquerel (Bq)

D. Roentgen (R)

E. Coulomb (C)

Câu 2. Yếu tố nào quan trọng nhất ảnh hưởng đến liều bức xạ mà bệnh nhân nhận được trong một lần chụp cắt lớp vi tính (CLVT)?

A. Số lần chụp lại

B. Thể tích mô tiếp xúc

C. Loại bức xạ sử dụng

D. Tình trạng sức khỏe bệnh nhân

E. Độ nhạy cảm của máy CLVT

Câu 3. Liều hiệu dụng khác liều tương đương ở chỗ nào?

A. Liều hiệu dụng tính đến loại bức xạ khác nhau.

B. Liều hiệu dụng không phụ thuộc vào loại mô hay cơ quan.

C. Liều hiệu dụng tính đến mức độ nhạy cảm của các cơ quan trong cơ thể.

D. Liều hiệu dụng chỉ áp dụng cho tia X.

E. Liều hiệu dụng đo tổng năng lượng bức xạ hấp thụ.

Câu 4. Biện pháp nào giúp giảm thiểu liều bức xạ cho bệnh nhân trong chụp X quang và CLVT?

A. Giảm thời gian tiếp xúc với bức xạ

B. Tăng cường số lượng tia X chiếu vào vùng cần chụp

C. Sử dụng nguồn bức xạ mạnh hơn

D. Chụp lại nhiều lần để tăng độ chính xác

E. Giảm khoảng cách giữa nguồn phát tia và bệnh nhân

Câu 5. Hệ số trọng số bức xạ (WR) được sử dụng để làm gì?

A. Đo tổng liều bức xạ bệnh nhân nhận được

B. Điều chỉnh liều hấp thụ theo loại bức xạ để tính liều tương đương

C. Tính liều hiệu dụng bằng cách nhân với thể tích mô

D. Điều chỉnh thời gian tiếp xúc bức xạ

E. Tăng cường độ chính xác của hình ảnh chụp

Câu 6. Phương pháp nào dưới đây giúp giảm liều bức xạ trong chụp cắt lớp vi tính (CLVT)?

A. Tăng số lớp cắt trong mỗi lần chụp

B. Giảm dòng tia (mA) trong quá trình chụp

C. Chụp nhiều lần để cải thiện chất lượng hình ảnh

D. Sử dụng máy phát tia X mạnh hơn

E. Kéo dài thời gian quét để có hình ảnh rõ hơn

Câu 7. Sử dụng thuật toán tái tạo ảnh lặp lại (*iterative reconstruction*) trong chụp CLVT có tác dụng gì?

A. Giảm chất lượng hình ảnh

B. Tăng liều bức xạ

C. Giảm liều bức xạ mà vẫn duy trì chất lượng hình ảnh

D. Tăng thời gian quét

E. Giảm chi phí vận hành máy CLVT

Câu 8. Đối với trẻ em, phương pháp nào là ưu tiên để giảm liều bức xạ trong chụp CLVT?

A. Tăng dòng tia để có hình ảnh rõ nét hơn

B. Sử dụng chế độ quét với liều tia thấp hơn

C. Chụp lại nhiều lần để đảm bảo kết quả chính xác

D. Giảm độ phân giải hình ảnh

E. Kéo dài thời gian quét

Câu 9. Việc giới hạn trường quyét trong chụp CLVT giúp giảm liều bức xạ bằng cách nào?

A. Giảm thời gian tiếp xúc với tia X

B. Tăng cường độ của tia X

C. Tăng số lớp cắt

D. Kéo dài thời gian quét mỗi lần

E. Tăng độ nhạy cảm của cơ thể với tia

Câu 10. Kỹ thuật nào dưới đây giúp giảm liều bức xạ trong chụp CLVT bằng cách tối ưu hóa việc phát tia theo hình dạng cơ thể bệnh nhân?

A. Chụp CLVT với công nghệ đa dãy đầu dò

B. Tự động điều chỉnh dòng tia (Automatic Exposure Control - AEC)

C. Giảm độ phân giải hình ảnh

D. Sử dụng máy phát tia X cố định

E. Tăng tốc độ quét

Bài 5

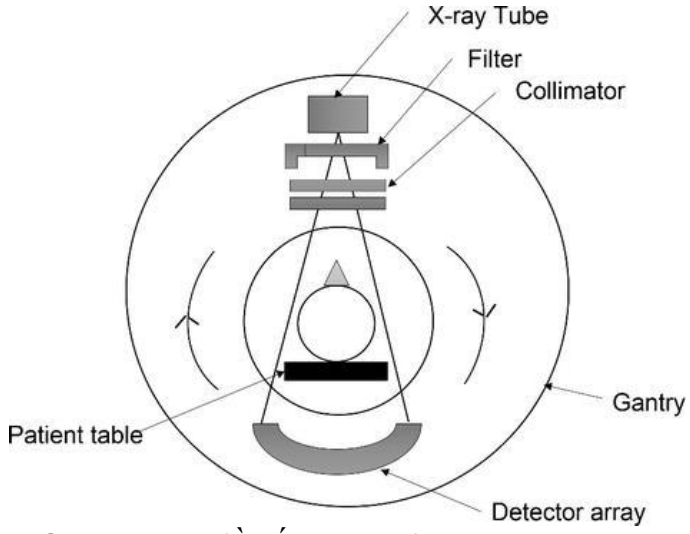
CẤU TẠO VÀ NGUYÊN TẮC HOẠT ĐỘNG MÁY CẮT LỚP VI TÍNH

**** Mục tiêu học tập***

- Trình bày được các thành phần và cấu tạo của các bộ phận của máy cắt lớp vi tính.

- Hiểu và giải thích được nguyên tắc hoạt động của máy cắt lớp vi tính.

Máy cắt lớp vi tính (*CLVT - CT scanner: computed tomography scanner*) là một thiết bị y tế, sử dụng tia X quét qua bộ phận cơ thể nhằm cung cấp các thông tin chi tiết liên quan đến hình ảnh cắt lớp của khu vực đó. Máy cắt lớp vi tính được phát triển dựa trên các thuật toán tái tạo của Radon từ những năm 1917. Cho đến năm 1979, Sir Godfrey N. Hounsfield và Allan M. Cormack được trao giải Nobel Y học cho sự phát triển của máy chụp cắt lớp có sử dụng máy tính hỗ trợ. Hiện nay sự cải tiến các thế hệ máy CLVT nhanh chóng, từ cải tiến phần cứng đến tối ưu hóa phần mềm cũng như đang tận dụng các công cụ của trí tuệ nhân tạo để đáp ứng tốt hơn, chuyên sâu hơn các nhu cầu thực tiễn lâm sàng.



Hình 5.1. *Sơ đồ cấu tạo cơ bản của máy CLVT.*

(Nguồn: Computed-Tomography Scan, Reda R. Grarieb, IntechOpen, 2022)

Một hệ thống máy cắt lớp vi tính có các thành phần cơ bản như sau:

- Gantry và các bộ phận bên trong: bóng phát tia X (*X-ray tube*), bộ khu trú chùm tia (*Collimator*), bộ lọc tia (*Filter*) và hệ thống đầu dò (*Detector*).

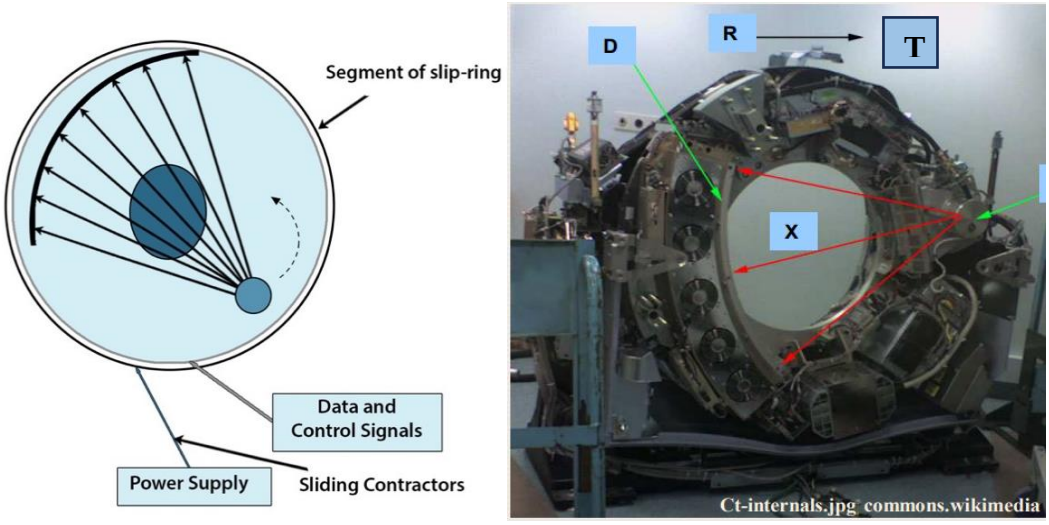
- Bàn bệnh nhân.

- Thành phần khác: nguồn điện; màn hình hiển thị và hệ thống máy trạm; điều hòa không khí và máy hút ẩm.

I. Gantry

Gantry là một bộ phận máy có chức năng nâng đỡ, bảo vệ các thành phần quan trọng của máy: bóng phát tia X, bộ chuẩn trực, bộ lọc tia và bộ tiếp nhận tín hiệu (Detector). *Gantry* có thể có dạng hở (hệ thống máy xạ trị) hoặc hình trụ khép kín rỗng ở giữa (hệ thống máy CLVT) để bàn có thể di chuyển trong quá trình chụp.

Hiện nay, hầu hết các thế hệ máy CLVT đa dãy đầu dò (MDCT) đều được trang bị Gantry hoạt động theo công nghệ vòng trượt (*Slip – Ring)* giúp bóng phát tia và đầu dò quay nhanh đồng thời quét tịnh tiến cho đến hết bộ phận cần thăm khám của bệnh nhân mà không cần quay ngược lại để giải phóng các dây dẫn điện. Bộ phận vòng trượt này gồm vòng dẫn điện và hệ thống truyền động bề mặt (dưới dạng bàn chải). Đường kính Gantry lên đến 70cm và nghiêng khoảng +/- 45°, nhưng chỉ 50 - 55cm của đường kính này được sử dụng tạo ảnh.

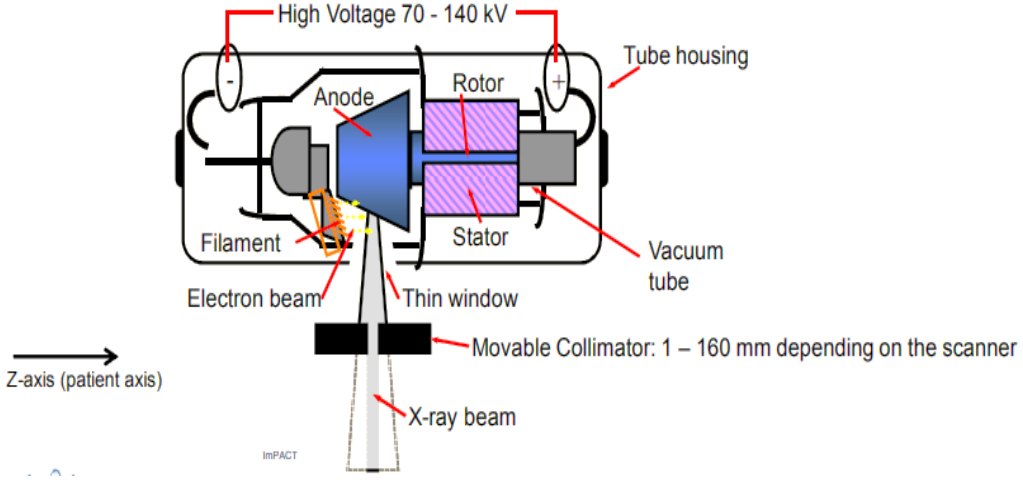


Hình 5.2. *Sơ đồ chuyển động của bóng phát tia và vòng trượt (Trái) và sơ bộ cấu tạo bên trong của Gantry (Phải): T- Bóng phát tia X, D- Detector, X- chùm tia X, R- Vòng quay Gantry. (Trích từ Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students - chương 11, trang 30).*

Khi bóng phát tia X và đầu dò quay liên tục quanh bệnh nhân, năng lượng và tín hiệu từ hệ thống đầu dò sẽ được dẫn truyền đến khung quay qua bộ phận vòng trượt. Dưới sự hỗ trợ của các bộ phận dẫn truyền bề mặt có cấu tạo đặc biệt dạng bàn chải, dữ liệu thu thập được từ các detector được đưa đến bộ phận xử lý và chuyển đổi tín hiệu một cách nhanh chóng, toàn vẹn.

II. Bóng phát tia X

Thành phần quan trọng bậc nhất của máy CLVT là bóng phát tia X. Bóng phát tia X trong CLVT có các yêu cầu cao về kỹ thuật và khả năng tải nhiệt lớn hơn so với bóng X quang cổ điển. Những máy CLVT đầu tiên sử dụng anode cố định nên có công suất thấp và nhiệt lượng tỏa ra ít. Tuy nhiên, chế độ quét xoắn ốc ra đời yêu cầu bóng hoạt động liên tục với tỏa nhiệt lớn. Do đó, các bộ phận của bóng gồm vỏ bóng, cathode (tóc đèn và chén hội tụ), bia anode và bộ phận quay cần đảm bảo khả năng tải nhiệt hiệu quả.



Hình 5.3. *Mô hình bóng phát tia X của máy CLVT*

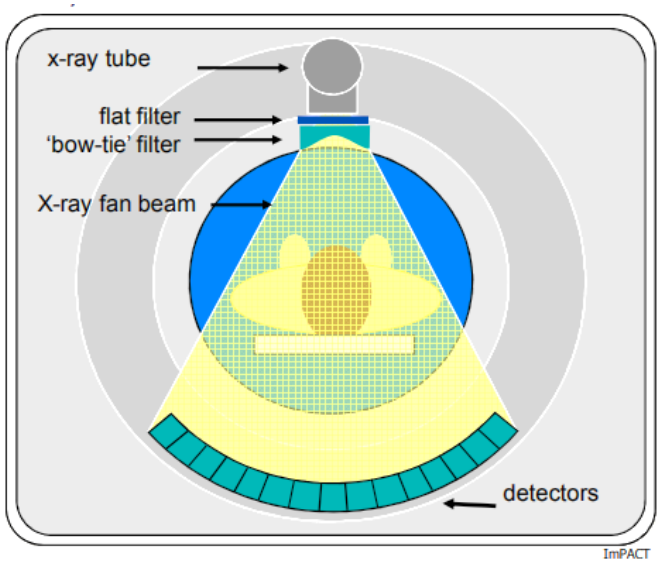
(Trích hình ảnh chương 11, IAEA publication ISBN 978-92-0-131010-1)

III. Bộ phận khu trú chùm tia

Chì hoặc tungsten là vật liệu được sử dụng làm bộ phận khu trú chùm tia. Chức năng chính là xác định độ mở của chùm tia X trong quá trình quét và giảm liều xạ cho bệnh nhân thông qua việc kiểm soát lượng tia tán xạ không cần thiết. Gantry được bố trí 2 bộ phận khu trú chùm tia là tiền suy giảm (Source collimator/ diaphragm- lắp tại bóng phát tia) và hậu suy giảm (Detector collimator/ grid -bố trí tại đầu dò).

IV. Bộ phận lọc tia

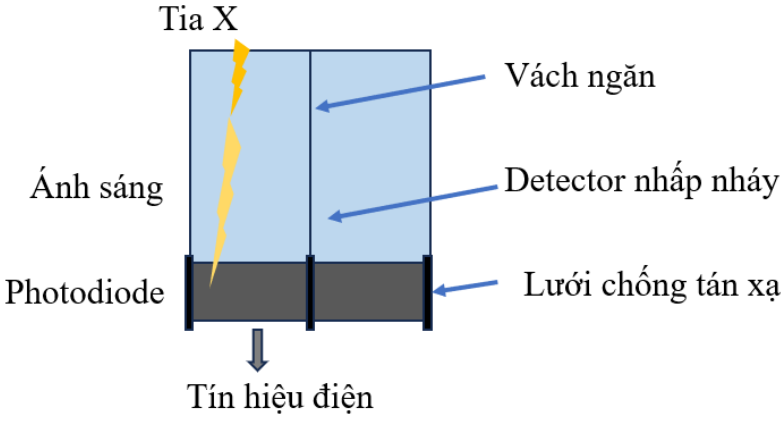
Là sự ghép lại của những tấm kim loại tinh khiết có số Z cao (nhôm/ đồng) giúp loại bỏ bớt những bức xạ có năng lượng thấp trong toàn bộ phổ tia X đi ra khỏi bóng trước khi tiếp xúc với cơ thể bệnh nhân. Từ đó giảm thiểu liều bức xạ cho bệnh nhân. Hiện nay, bộ lọc hình học (*Bow-Tie filter*) đã thay thế tốt hơn bộ lọc phẳng, duy trì trường tia X đến các phần tử đầu dò đồng đều hơn (kể cả sau khi đi qua cơ thể bệnh nhân).



Hình 5.4. *Minh họa bộ lọc hình học (bow-tie filter).*

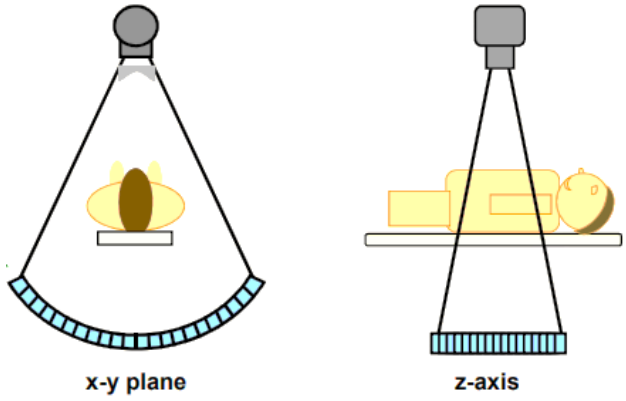
V. Hệ thống đầu dò

Hệ thống đầu dò là nơi có các phần tử đầu dò để thu nhận và lưu trữ tín hiệu suy giảm của tia X sau khi đi qua cơ thể bệnh nhân dưới dạng Raw Data, sau đó chuyển thành tín hiệu điện để mã hóa tạo ra hình ảnh. Vật liệu bán dẫn, đang là lựa chọn ưu việt hơn đầu dò khí nén, sử dụng tinh thể phát ra ánh sáng huỳnh quang khi bị tác động bởi photon tia X. Một photodiode gắn vào tinh thể nhằm biến đổi năng lượng ánh sáng thành năng lượng điện (Analog). Tập hợp tất cả các đầu dò đơn lẻ vào một bảng mạch điện chung theo hình vòng cung.



Hình 5.5. *Các photon tương tác với detector vào tạo ra ánh sáng (photon nhìn thấy được). Những ánh sáng này được chuyển thành tín hiệu điện nhờ vào các photodiode và đi ra khỏi detector. Vách ngăn giữa các đầu dò để ngăn các photon đi qua các đầu dò lân cận.*

Hình dạng, kích thước và sự sắp xếp của các đầu dò liên quan chặt chẽ đến số lượng bức xạ nhận được. Mỗi phần tử đầu dò có diện tích bề mặt tiếp xúc với tia X nhỏ nhưng độ dày lớn thì lượng bức xạ tán xạ sẽ ít hơn so với những đầu dò có diện tích bề mặt tiếp xúc với tia X lớn nhưng độ dày đầu dò bé hơn. Giữa các đầu dò có các thanh khoảng cách, điều này cho phép sắp xếp các đầu dò thành hình vòng cung hay vòng tròn. Chiều rộng bề mặt của đầu dò được gọi là khẩu độ hay độ mở của đầu dò. Độ mở đầu dò nhỏ cho độ phân giải không gian hình ảnh tốt hơn và hạn chế được sự phân tán của chùm photon tia X đến tiếp xúc tại bề mặt đầu dò.



Hình 5.6. *Minh họa trục x, y và z của hệ thống detector.*

Hình 5.7. *Các mô-đun đầu dò (hình trái), và hệ thống đầu dò hoàn chỉnh gồm nhiều mô-đun đầu dò (phải).*

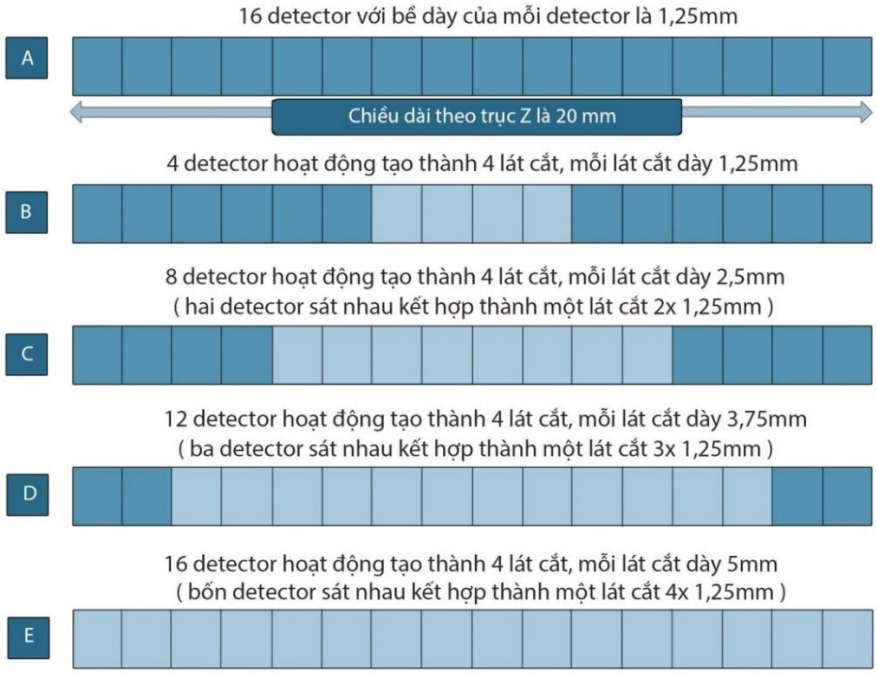
(*Trích hình ảnh chương 11, IAEA publication ISBN 978-92-0-131010-1)*

Máy quét nhiều lát cắt có thể được xác định theo số lượng "lát cắt dữ liệu" mà nó thu được - hoặc theo số hàng máy dò.

Ví dụ: GE LightSpeed, máy quét bốn lát cắt có 16 detector x1,25mm. Nó có thể thu được 4 x 1,25mm, 4 x 2,5mm, 4 x 3,75mm hoặc 4 x 5mm.

Thực tế, chúng ta chỉ quan tâm tới bề dày lát cắt hiển trị trên hình ảnh cuối cùng chứ không quan tâm nhiều tới bề dày vật lý của các detector, bề dày detector tại trung tâm trường quét, hay chiều dài tổng thể của detector. Ngoài ra, mỗi hãng sản xuất một

kiểu đầu dò khác nhau, nên không thể so sánh hình dạng máy quét, chiều rộng của mỗi detector giữa các hãng mà điểm quan trọng là bề dày của detector tại trung tâm trường quét.



Hình 5.8. *Minh họa về cấu tạo và cách hoạt động của một mảng đầu dò cho thế hệ máy MDCT 4 lát cắt hay là 4 kênh DAS.*

A: 16 detector với bề dày của mỗi hàng là 1,25mm.

B: Khi muốn có 4 lát cắt, mỗi lát cắt có bề dày 1,25mm. Bốn detector ở giữa hoạt động.

C: Khi muốn có 4 lát cắt, mỗi lát có bề dày 2,5mm. Có 8 detector hoạt động, hai detector sát nhau kết hợp với nhau tạo thành một lát cắt có độ dày 2,5mm (2x1,25m).

D: Khi muốn có 4 lát cắt, mỗi lát có bề dày 3,75mm. Có 12 detector hoạt động, cứ 3 detector đứng cạnh nhau kết hợp tạo thành một lát cắt có độ dày 3,75mm (3x 1,25mm).

E: Khi muốn có 4 lát cắt, mỗi lát có độ dày 5mm. Tất cả 16 detector hoạt động, cứ 4 detector đứng cạnh nhau kết hợp để tạo thành một lát cắt có độ dày 5mm (4x1,25mm).

Máy MDCT có nhiều dãy detector trên trục z. Số lượng dãy detector có thể từ 2, 4, 16 cho đến 640 dãy. Trên trục xy các detector được xếp gần nhau để hấp thụ tia X theo hình rẽ quạt. Các detector được kết nối với hệ thống thông tin thu nhận dữ liệu (*DAS – Data Acquisition Systems*), các kênh DAS quyết định đến số lượng

thực tế số hàng đầu dò được sử dụng để thu thập dữ liệu mà cuối cùng là số lát cát cho mỗi lần thu thập dữ liệu.

Có rất nhiều kiểu thiết kế mảng đầu dò trong MDCT, có thể chia thành 3 loại như sau:

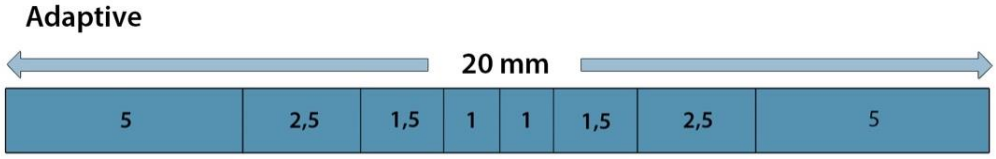
- Ma trận (*Uniform or matrix array detectors*).

- Thích nghi (*Nonuniform or Adaptive Array Detectors*).

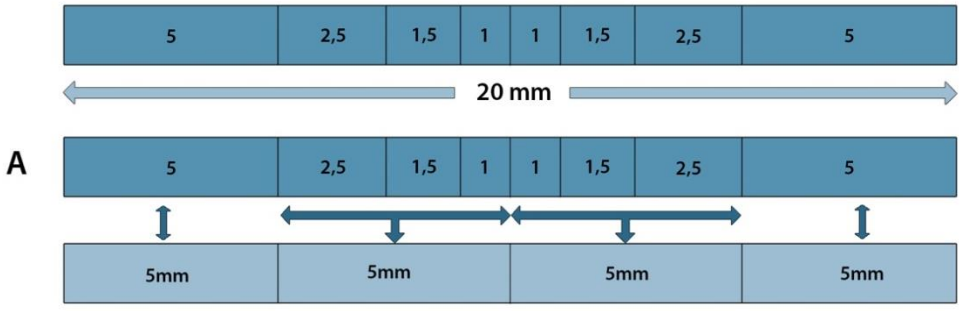
- Kết hợp (*Hybrid Element Arrays*).

- Loại dãy đầu dò được thiết kế các hàng có kích thước không bằng nhau xếp theo trục z được gọi là kiểu đầu dò thích nghi (*adaptive array detector*).

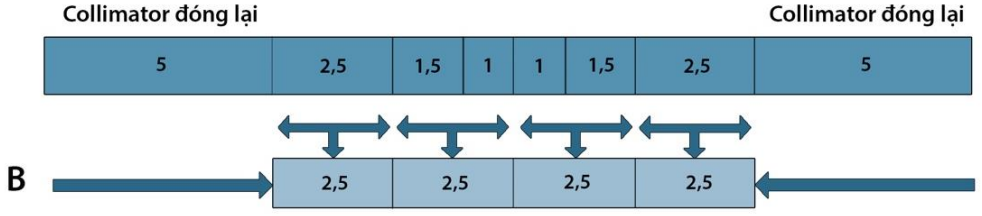
- Trong loại đầu dò này bề dày của detector thu thập tăng dần độ dày từ trung tâm ra ngoại vi.



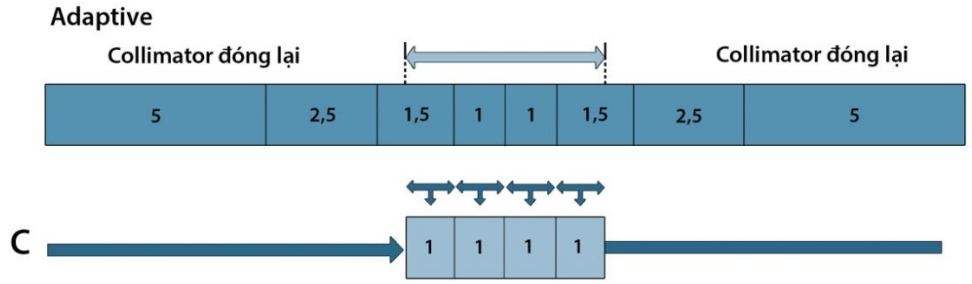
Hình 5.9. *Sơ đồ minh họa của một đầu dò thích nghi của một máy MDCT 4 slice.*



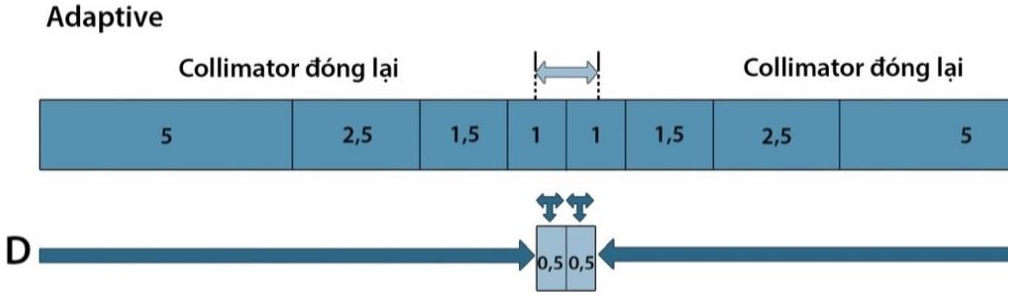
Hình 5.10. *Khi có chùm tia tới có bề rộng khoảng 20mm tác động đến mảng đầu dò, muốn có 4 lát cắt có bề dày 5mm thì tất cả 8 đầu hàng đầu dò đều được kích hoạt. Các tín hiệu từ các đầu dò này được kết hợp thành 4 kênh tín hiệu "5.0; 2.5 + 1.5 +1.0; 1.0 +1.5 +2,5; 5.0", mỗi kênh tín hiệu tạo ra 1 lát cát có bề dày 5mm.*



Hình 5.11. *Để có 4 lát cắt có bề dày 2,5mm thì có 6 hàng detector bên trong được kích hoạt và được kết hợp thành 4 phần với mỗi phần dày 2,5mm "2.5; 1.5 +1.0; 1.0 + 1.5; 2.5". Hai hàng ngoài cùng đã được đóng bởi collimation.*



Hình 5.12. *Để có 4 lát cắt có bề dày 1.0mm thì có 4 hàng detector bên trong được kích hoạt và được kết hợp thành 4 phần với mỗi phần dày 1.0 mm "1.5; 1.0; 1.0; 1.5". Hai bên đã được đóng bởi collimation và che 1/3 (0.5mm) của hàng đầu dò 1.5mm.*



Hình 5.13. *Muốn có 01 lát cắt có bề dày 1.0mm thì bộ chuẩn trực sẽ thu hẹp lại*

VI. Bàn bệnh nhân

Hình 5.14. *Bàn bệnh nhân (Nguồn: https://www.leec.co.uk/product-sectors/anatomical-sciences/anatomy-tables/ct-scanning-table/)*

Bàn bệnh nhân hay bàn chụp giúp đưa trung tâm khảo sát vào giữa gantry. Tính linh hoạt và phạm vi hoạt động của bàn trong không gian ba chiều ngày càng được nâng cao, bàn có thể được nâng lên hay hạ xuống trong phạm vi từ 30cm đến 1m, di chuyển vào và ra khỏi Gantry với khoảng cách lên đến 2m. Song song với mở rộng phạm vi dịch chuyển của bàn, độ chính xác trong việc định vị vị trí của bàn và dịch chuyển bàn đến một tọa độ đã thiết lập ngày càng chính xác hơn. Tải trọng tối đa của bàn dao động 450-600 lbs (tương đương với khoảng 204 - 272 kg). Độ chính xác trong quá trình di chuyển của bàn có thể lên đến 1 - 2mm. Hầu hết các

bàn bệnh nhân được chế tạo từ các sợi carbon tỉ trọng thấp giúp giảm trọng lượng của bàn và nó di chuyển nhanh và ổn định hơn. Ngoài ra, với cấu tạo đặc biệt này, bàn sẽ cản tia X tối thiểu và không làm ảnh hưởng đến chất lượng chùm tia X cũng như chất lượng hình ảnh.

VII. Thành phần khác

- Một thành phần không thể thiếu của máy CLVT là nguồn điện, cung cấp năng lượng cho toàn bộ hệ thống hoạt động. Nguồn điện ổn định và hiệu suất cao giúp đảm bảo các thành phần điện tử hoạt động chính xác, từ đó cải thiện chất lượng hình ảnh thu được.

- Màn hình hiển thị và hệ thống máy trạm là những phần không thể thiếu trong quy trình xử lý và phân tích hình ảnh. Màn hình hiển thị giúp bác sĩ và kỹ thuật viên theo dõi quá trình quét và xem xét hình ảnh ngay lập tức, trong khi hệ thống máy trạm cung cấp phần mềm để xử lý, phân tích và lưu trữ dữ liệu hình ảnh, cho phép đưa ra chẩn đoán chính xác.

- Điều hòa không khí và máy hút ẩm cũng đóng vai trò quan trọng trong việc duy trì điều kiện môi trường tối ưu cho thiết bị. Những thành phần này giúp kiểm soát nhiệt độ và độ ẩm, ngăn ngừa sự hư hại cho các linh kiện điện tử nhạy cảm và đảm bảo hoạt động ổn định của máy.

CÂU HỎI LƯỢNG GIÁ

CHỌN MỘT CÂU TRẢ LỜI ĐÚNG NHẤT

Câu 1. Cấu tạo của hệ thống máy cắt lớp vi tính gồm?

A. Gantry, bàn bệnh nhân và các thành phần khác.

B. Bàn bệnh nhân, các thành phần khác và Gantry có tích hợp bóng phát tia, bộ phận lọc, bộ phận khu trú và hệ thống đầu dò.

C. Nguồn điện, máy tính, máy trạm và các phụ kiện hỗ trợ khác cùng bàn chụp và bóng phát tia.

D. Bóng phát tia, bộ phận lọc, bộ phận khu trú và hệ thống đầu dò, bàn bệnh nhân.

Câu 2. Vì sao bóng phát tia X cần tải nhiệt mạnh?

A. Chế độ quét xoắn ốc yêu cầu bóng hoạt động liên tục kèm tỏa nhiệt lớn.

B. Vỏ bóng, bia Anode và bộ phận quay được làm từ vật liệu chịu nhiệt kém nên cần được tải nhiệt mạnh.

C. Thời gian quét dài, nhiệt lượng tích tụ lớn.

D. Giúp tăng tuổi thọ của bóng.

Câu 3. Câu nào dưới đây là phát biểu KHÔNG đúng?

A. Các phần tử đầu dò thu nhận và lưu trữ tín hiệu suy giảm của tia X sau khi đi qua cơ thể bệnh nhân.

B. Vật liệu bán dẫn có giá thành cao hơn đầu dò khí nén nên ít được sử dụng phổ biến.

C. DAS là các detector được kết nối với hệ thống thông tin thu nhận dữ liệu.

D. Adaptive array detector là dãy đầu dò được thiết kế các hàng có kích thước không bằng nhau xếp theo trục z.

BÀI 6

CƠ CHẾ TẠO ẢNH CẮT LỚP VI TÍNH

**** Mục tiêu học tập***

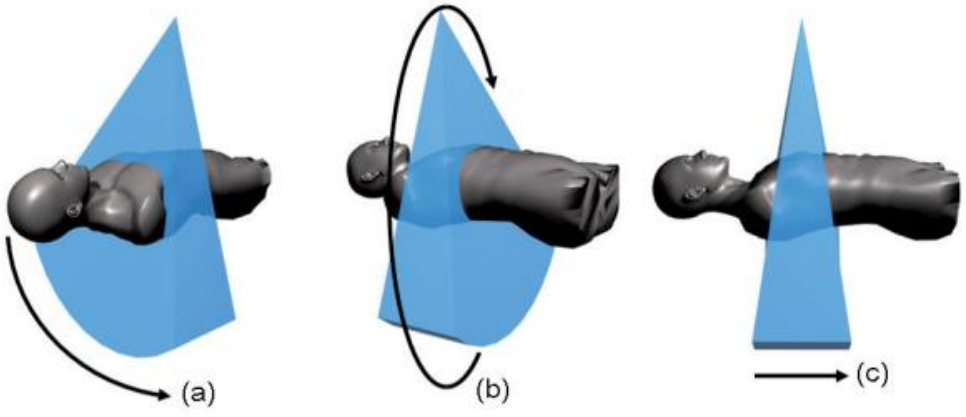
- Trình bày được sự suy giảm và hình chiếu tia X của máy cắt lớp vi tính.

- Hiểu và phân biệt được cơ chế tạo ảnh của mỗi hệ thống cắt lớp vi tính.

Hình ảnh cắt lớp là những hình ảnh lát cắt ngang (cross-sectional view) qua một bộ phận chứ không phải là hình chiếu tia X (2D) đi qua bộ phận đó. Quá trình tạo ảnh cắt lớp vi tính bắt đầu bằng việc thu nhận sự suy giảm năng lượng tia X xuyên qua bệnh nhân đến hệ thống đầu dò, từ đây chuyển đổi thành tín hiệu điện và hiển thị dưới dạng hình ảnh. Nội dung bài này được chia thành 2 phần:

- Sự thu nhận năng lượng suy giảm và hình chiếu tia X.
- Cách thức quét hình ảnh đến biến đổi dữ liệu (thế hệ máy quét).

I. Suy giảm và hình chiếu tia X



Hình 6.1. *Sơ đồ thu nhận sự suy giảm của tia X sau khi đi qua bệnh nhân đến được đầu dò (a) 800-900 phần tử đầu dò (detector elements-del) xếp cạnh nhau thành hình cung đầu dò (b) bằng cách quay bóng phát X xung quanh bệnh nhân, thực hiện khoảng 1000 phép đo góc (c) có từ 1-320 hàng đầu dò được căn chỉnh cạnh nhau dọc theo trục quay.*

(Trích Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students – chương 11, hình 11.1)

Thông thường, máy CLVT tạo ra hình ảnh axial theo trục ngang giải phẫu. Việc tái tạo hình ảnh hiển thị có thể cung cấp hình ảnh theo các mặt phẳng coronal

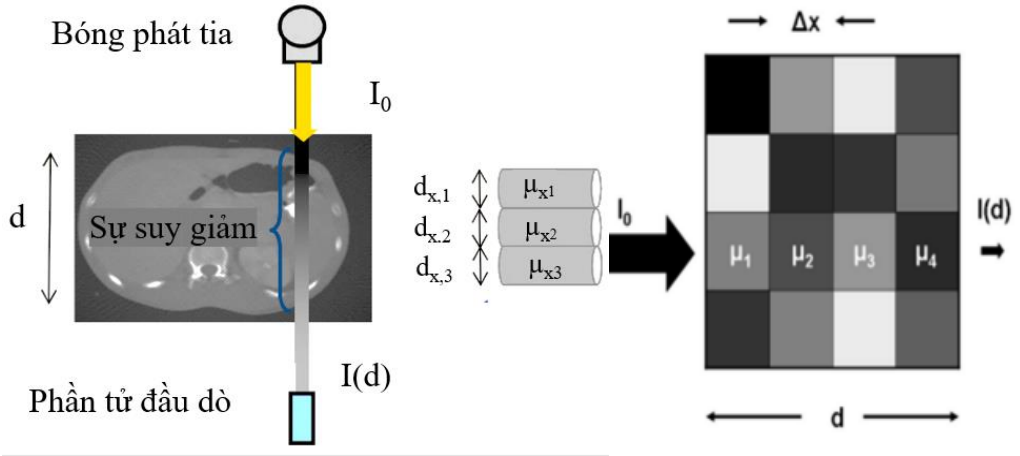
hoặc sagittal. Những hình ảnh này được xem từ cùng một góc nhìn như chụp X quang kỹ thuật số, nhưng chúng hiển thị các lát mỏng của mô thay vì các mô và cấu trúc chồng lên nhau.

Việc thu thập dữ liệu trong chụp CLVT là đo đạc sự truyền tia X qua cơ thể bệnh nhân từ nhiều góc quét. Các góc quét khác nhau được thu thập thông qua hệ thống đầu dò bao gồm hàng trăm phần tử dò (del), chúng xếp gần nhau theo hình cung. Hệ thống đầu dò này sẽ quay cùng bóng phát tia X quanh một bộ phận hoặc toàn bộ cơ thể. Sử dụng hàng chục cho đến hàng trăm hàng dò được căn chỉnh dọc theo trục quay cho phép thu nhận chỉ trong khoảng vài giây đến vài chục giây *(H.6.1)*.

Các giá trị được sử dụng để tái tạo thành các điểm ảnh (pixel) trong hình ảnh CLVT có liên quan đến sự suy giảm của mô tương ứng hoặc cụ thể hơn là hệ số suy giảm tuyến tính μ (m^{-1}) của chúng. Hệ số suy giảm tuyến tính phụ thuộc vào thành phần của vật liệu, mật độ của vật liệu và năng lượng photon, như được thấy trong định luật Beer:

$$I\,(x) = I_0\, e^{-\mu x}$$

Trong đó $I(x)$ là cường độ của chùm tia X bị suy yếu, I_0 là chùm tia X không bị suy yếu và x là độ dày của vật liệu.



Hình 6.2. *Quá trình chuyển đổi tín hiệu từ sự suy giảm của tia X khi đi qua một cấu trúc có chiều dày d, bao gồm nhiều chất và mối chất có hệ số suy giảm tuyến tính khác nhau.*

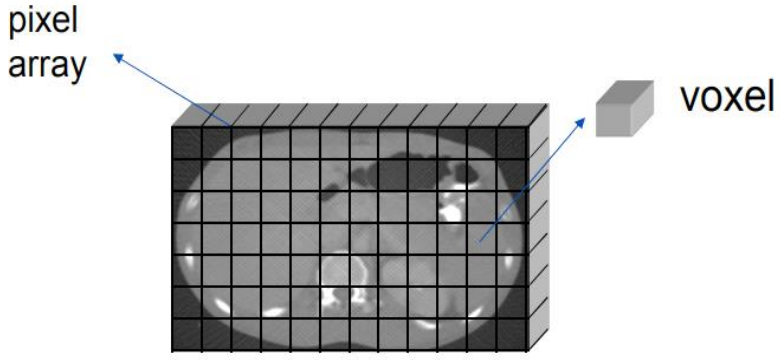
(Trích hình ảnh chương 11, IAEA publication ISBN 978-92-0-131010-1)

Lưu ý rằng, định luật Beer chỉ mô tả sự suy giảm của chùm tia sơ cấp và không tính đến cường độ bức xạ tán xạ được tạo ra. Để sử dụng đối với chùm tia X đa năng lượng (*Poly-energetic X ray beams*), định luật Beer phải được tích hợp chặt

chẽ trên tất cả các năng lượng photon trong phổ tia X. Một giải pháp thực dụng thông thường là giả định rằng định luật Beer có thể được áp dụng bằng cách sử dụng một giá trị biểu diễn năng lượng photon trung bình của phổ tia X. Giả định này gây ra sự không chính xác trong quá trình tái tạo và dẫn đến nhiễu ảnh cứng hóa chùm tia. Khi một chùm tia X truyền qua bệnh nhân, các mô khác nhau sẽ có các hệ số suy giảm tuyến tính khác nhau nên cường độ suy giảm của chùm tia lúc này khi đi qua lớp d được biểu diễn như sau:

$$-\int_0^d \mu(x)dx$$

$$I\,(d) = I_0\, e$$



Hình 6.3. *Một lát hình CLVT bao gồm các voxel, bởi vì sự suy giảm của mỗi vùng khác nhau nên mỗi voxel đại diện cho sự suy giảm tuyến tính trung bình trong các phần tử.*

Một hình ảnh CLVT được tạo thành từ một ma trận của các điểm ảnh, chúng được biểu diễn nhờ vào hệ số suy giảm tuyến tính trung bình trong các phần tử thể tích liên quan (voxel) *(H.6.3)*.

Trong CLVT, ma trận hệ số suy giảm tuyến tính được tái tạo ($\mu_{\text{vật liệu}}$) được chuyển đổi thành ma trận tương ứng của các đơn vị Hounsfield ($_{\text{HUvật liệu}}$), trong đó thang HU được biểu thị theo hệ số suy giảm tuyến tính của nước ở nhiệt độ phòng ($\mu_{\text{nước}}$):

$$HU_{\text{vật liêu}} = \frac{\mu_{\text{vật liệu}} - \mu_{\text{nước}}}{\mu_{\text{nước}}} \text{ x1000}$$

Giá trị thực tế của đơn vị Hounsfield phụ thuộc vào thành phần của mô hoặc vật liệu, điện áp ống và nhiệt độ.

Bảng 6.1. *Đơn vị HU của một số cấu trúc điển hình trong cơ thể người.*

Cấu trúc	Đơn vị Hounsfield (HU)
Xương đặc	+1000 (+300 to +2500)
Gan	+ 60 (+50 to +70)
Máu	+ 55 (+50 to +60)
Thận	+ 30 (+20 to +40)
Cơ	+ 25 (+10 to +40)
Chất xám	+ 35 (+30 to +40)
Chất trắng	+ 25 (+20 to +30)
Nước	0
Mỡ	- 90 (-100 to -80)
Phổi	- 750 (-950 to -600)
Không khí	- 1000

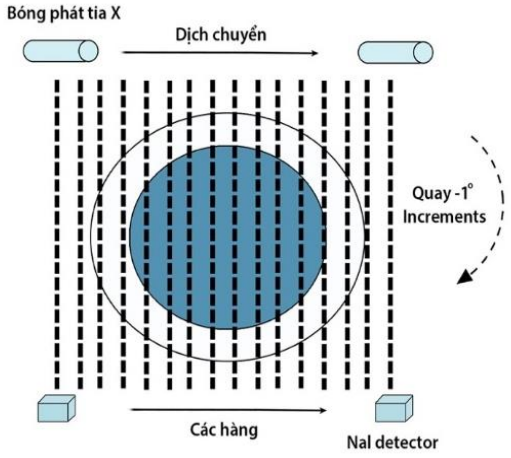
II. Cách thức quét hình ảnh đến chuyển đổi dữ liệu (Thế hệ máy quét)

Để hiểu rõ hơn về cơ chế tạo ảnh cắt lớp vi tính, cần tìm hiểu về cấu tạo của mỗi thế hệ máy, từ đó hiểu rõ cơ chế quét và chuyển đổi dữ liệu đặc thù cho từng thế hệ này.

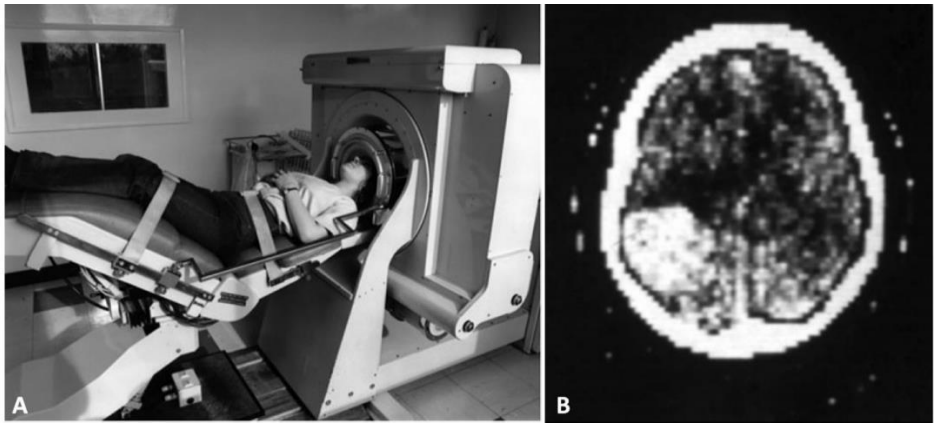
2.1. Thế hệ đầu tiên

Hình ảnh CLVT đầu tiên trên cơ thể người sống được thực hiện bởi Godfrey Hounsfield dưới sự giám sát của BS. James Ambrose vào ngày 01/10/1971 tại bệnh viện Atkinson Morley, Copse Hill, Anh Quốc. Máy CLVT EMI Mark I là thế hệ máy CLVT thương mại đầu tiên của Hounsfield được giới thiệu vào năm 1973. Máy EMI Mark I thu dữ liệu sau khi chùm tia X đi qua bộ chuẩn trực để trở thành chùm tia "bút chì" (*pencil-width*) đi xuyên qua bệnh nhân và được tiếp nhận bởi các đầu thu đơn dãy ở phía bên đối diện. Bóng phát tia X và đầu thu cùng di chuyển tịnh tiến theo một đường thẳng trên cùng một khung quét để tạo ra một hình chiếu. Để thu hình chiếu tiếp theo, khung sẽ xoay 1^0 và tiếp tục tịnh tiến theo đường thẳng *(H.6.4).* Quá trình dịch chuyển tịnh tiến và quay này được lặp lại cho đến khi khung xoay hết 180^0 và tạo ra 180 hình. Các phiên bản đầu tiên của máy thế hệ thứ I cần 4 - 5 phút cho một lần quét do đó máy chỉ chụp được các bộ phận tĩnh (sọ não, cột sống). Các bộ phận chuyển động như lồng ngực, phổi sẽ không ghi hình được do cần thời gian quét dài. Quá trình quét sử dụng hai đầu thu thu hình đồng thời cho

hai lát cắt trong một lần quét đã giúp phần nào giảm thời gian quét. Mặc dù vậy, độ phân giải tương phản của cấu trúc bên trong vẫn rất thấp *(H.6.5)*.



Hình 6.4. *Hình mô phỏng sự sắp xếp - dịch chuyển của bóng và đầu thu ở thế hệ máy thứ nhất.*

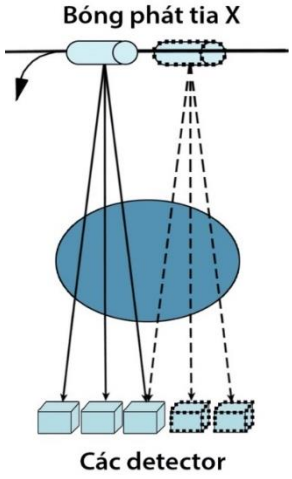


Hình 6.5. *Máy CLVT EMI Mark I (A) và hình ảnh CLVT sọ não được tạo ra bởi EMI Mark I (B), độ phân giải mặt phẳng quét là 3mm cho FOV 25cm với ma trận 80 x 80, và độ phân giải theo trục z theo thứ tự xấp xỉ 13mm.*

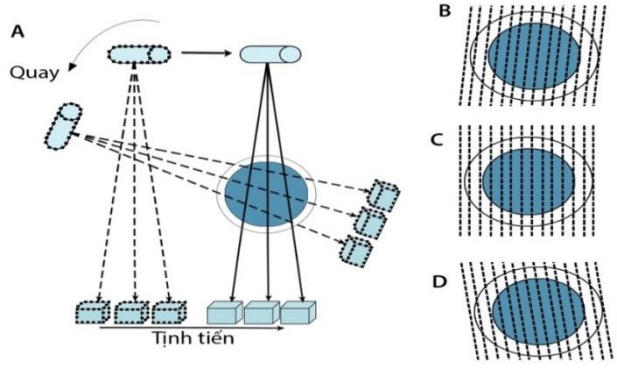
2.2. Thế hệ máy cắt lớp vi tính thứ 2

Mục tiêu chính để các thế hệ máy CLVT lần lượt ra đời là nhằm giảm thời gian quét để phù hợp với bộ phận cơ thể cần chụp. Vấn đề này được giải quyết bằng cách tăng thêm các đầu thu dẫn đến tăng thêm nhiều hình thu được trong một lần dịch chuyển. Ví dụ, thiết kế ban đầu của thế hệ máy thứ hai đã dùng 3 đầu thu lệch nhau 1^0 nên qua mỗi lần dịch chuyển sẽ thu được 3 hình chiếu (projections). Trong quá trình di chuyển, sự hấp thụ của tia X sau khi xuyên qua bộ phận cần chụp được đo lường bởi đầu thu tại nhiều vị trí. Do hệ thống có thể xoay 3^o cho hình chiếu tiếp theo thay vì 1^0 như thế hệ trước nên chỉ mất 60 lần dịch chuyển thay vì 180 lần của

thế hệ đầu tiên để hoàn thành một lát cắt hoàn chỉnh. Đồng thời, số lượng đầu thu được tăng đến 53 đầu thu nên thời gian chụp được rút ngắn lại (hàng chục giây) và cho phép chụp trong một lần nín thở. Thiết kế này cho phép quét hết toàn bộ cơ thể bệnh nhân. Ngoài ra, do anode quay dễ bị mòn gây ra bởi của chuyển động quay - tịnh tiến nên thế hệ máy này sử dụng một bóng phát tia X có anode cố định với công suất đầu ra tương đối thấp. Việc giới hạn công suất của anode tĩnh giúp tản nhiệt hiệu quả. Hơn nữa, việc sử dụng các tiêu điểm nhỏ không đối xứng đã cải thiện được phần nào vấn đề này, nhưng sự thay đổi này lại dẫn đến liều bức xạ lớn hơn do hạn chế chùm tia đến mặt phẳng cần quét. Do đó, tốc độ quét được điều chỉnh chậm hơn khi quét qua các bệnh nhân hay bộ phận cơ thể dày hơn để thu nhận được đủ lượng tia X tại các đầu thu.



Hình 6.6. *Mô phỏng máy CLVT thế hệ thứ 2 với chuyển động tịnh tiến - quay để thu nhận tín hiệu.*

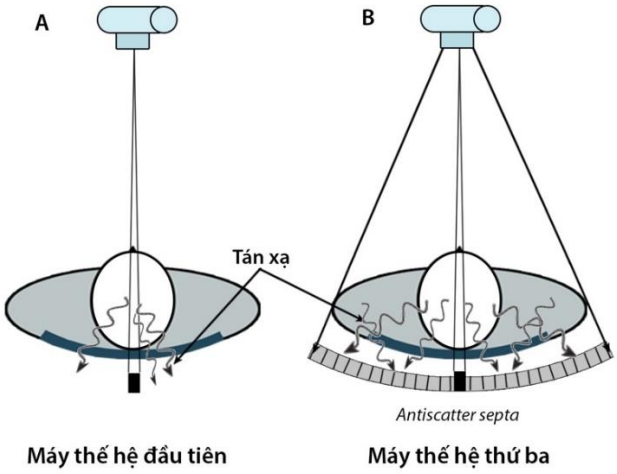


Hình 6.7. *Cách thu thập dữ liệu của máy thế hệ thứ hai.*
(A) Sự dẫn truyền của nhiều chùm tia hẹp (3 chùm tia) được thu nhận đồng thời bởi các đầu thu trong mỗi lần dịch chuyển. (B-D) Góc nhỏ giữa các chùm tia hẹp cho phép mỗi đầu thu thu nhận tách biệt hoàn toàn cho các góc khác nhau. Số lần dịch chuyển cần thiết đã giảm tương ứng theo hệ số 1/ (số lượng đầu thu).

Máy chụp CLVT toàn thân đầu tiên được phát triển và lắp đặt bởi Ledley cùng cộng sự tại Đại học Georgetown vào tháng 2 năm 1974. Thiết bị này có một số cải tiến như chuyển động của bàn xuyên qua Gantry, độ nghiêng của Gantry, sử dụng đèn laser để định vị các lát cắt cũng như dùng thuật toán tái lặp lại dựa trên thuật toán Fourier về mặt toán học tương đương với FBP. Với những sự cải tiến đó thời gian quét giảm còn 5 - 6 phút cho một lát cắt.

2.3. Thế hệ máy thứ ba

Các kỹ sư đã nhận ra rằng nếu sử dụng chuyển động quay thuần túy thì có thể sử dụng anode quay công suất cao hơn, vì vậy sẽ cải thiện được tốc độ quét qua các bộ phận cơ thể dày hơn. Một trong những thiết kế đầu tiên cải thiện được là thế hệ thứ ba: chuyển động quay - quay thay cho chuyển động tịnh tiến - quay ở thế hệ cũ. Trong các máy quét này, chùm tia X được mở rộng thành một dải quạt bao phủ toàn bộ chiều rộng của bệnh nhân và sử dụng một loạt các đầu thu để tiếp nhận chùm tia *(H.6.8).* Việc bố trí các đầu thu được liên kết chặt chẽ với bóng phát tia X sao cho cả bóng và đầu thu xoay cùng nhau xung quanh bệnh nhân. Càng lúc càng có nhiều đầu thu được sử dụng hơn (khoảng 250 đầu thu cho các mẫu ban đầu và 750 hoặc nhiều hơn trong các thiết kế sau đó) để thực hiện đủ số lượt phép đo trong một vòng quét.



Hình 6.8. *Phác họa thế hệ máy thứ 3.*

Các máy CLVT thế hệ thứ ba đầu tiên, được lắp đặt vào cuối năm 1975, có thể quét một vòng chưa đầy 5 giây, có thể quét nhanh trong 1/3 giây cho các ứng dụng tim. Máy CLVT thế hệ thứ ba đòi hỏi độ ổn định của đầu thu cực kỳ cao, mỗi đầu thu tiếp nhận các tia X đi qua và hiển thị lên tất cả các voxel. Do đó, bất kỳ lỗi hoặc độ lệch của đầu thu đều được trải đều trên hình ảnh và thường không nhìn thấy được. Do bóng và các đầu thu của máy CLVT thế hệ thứ ba được liên kết chặt chẽ

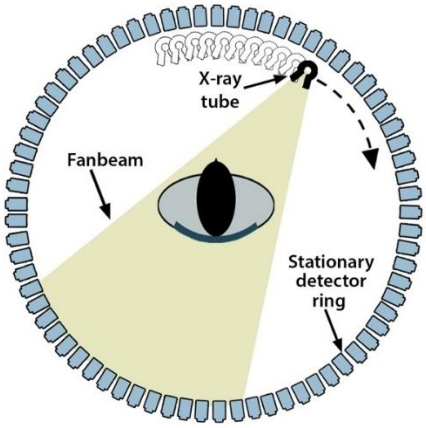
với nhau, mỗi đầu thu chỉ nhận các tia đi qua ở một khoảng cách cụ thể từ tâm quay, tùy thuộc vào vị trí của sự sắp xếp dãy đầu thu. Bất kỳ lỗi hoặc độ lệch trong việc hiệu chuẩn của một đầu thu so với các đầu thu khác đều được hiển thị lại dọc theo các đường tia này và được lặp lại dọc theo một vòng mà chúng đi qua. Kết quả nhiễu ảnh hình tròn được tạo thành "ring artifact". Giải pháp cho vấn đề này là dãy đầu thu Xenon, là một buồng kim loại dài được chia thành các khoang nhỏ bằng các vách ngăn mỏng, mỗi khoang nhỏ này trở thành một đầu thu ion hóa. Điều này giúp dãy đầu thu Xenon ổn định và kết nối tốt do tính đồng nhất của các đầu thu trong dãy, từ đó tối ưu hóa sự hấp thu tia X. Đôi khi nhiễu ảnh hình tròn vẫn không được loại bỏ hết mà chỉ được giảm thiểu bằng cách sử dụng các đầu thu chất lượng cao và thường xuyên cân chỉnh cùng với các nhiễu ảnh còn sót lại được loại bỏ bằng thuật toán xử lý hình ảnh để không còn vòng nào có thể nhìn thấy trên hình CLVT. Mặc dù sự phân kỳ chùm tia đặt ra yêu cầu sửa đổi một số thuật toán tái tạo nhưng CLVT thế hệ thứ ba đã rất thành công và vẫn là hình thái cơ bản của hầu hết các máy quét CLVT được sản xuất ngày nay.

2.4. Thế hệ thứ tư

Thiết kế thứ tư được phát triển gần như đồng thời với thế hệ thứ ba. Trong thế hệ thứ tư chuyển động tịnh tiến cũng được loại bỏ. Trong thiết kế của thế hệ này, đầu bóng quay trong khi các đầu thu đứng yên. Bóng phát tia X được thiết kế quay quanh bệnh nhân trong khoảng trống giữa bệnh nhân và vòng đầu thu bên ngoài. Máy quét thế hệ thứ tư đầu tiên có khoảng 600 đầu thu và các phiên bản mới hơn lên đến 4800 đầu thu. Thời gian quét của các máy thế hệ thứ tư tương đương với những máy thế hệ thứ ba. Một hạn chế của thế hệ thứ tư là việc sử dụng đầu thu kém hiệu quả do nhiễu ảnh tán xạ vì chúng không thể sử dụng các bộ chuẩn trực chống tán xạ (*antiscatter collimators*). Cho đến khoảng năm 1990, công nghệ CLVT đã phát triển để cung cấp độ phân giải cho mặt phẳng quét từ 1 đến 2 cặp dòng trên mỗi milimet (2 lp/mm), nhưng độ phân giải trục z vẫn còn kém và vấn đề thời gian delay giữa các thì quét bởi vì cơ chế hoạt động dừng - chụp cần thiết cho sự chuyển bàn chụp và tháo gỡ cáp, dẫn đến thời gian thăm khám lâu hơn. Độ phân giải trục z bị giới hạn bởi sự lựa chọn độ dày lát cắt, dao động từ 1 đến 10 mm.

Mặc dù được giới thiệu sau, thế hệ thứ tư của máy quét CLVT không tiến bộ hơn (hoặc ít hơn) so với thế hệ thứ ba. Cả hai đều có những ưu điểm và nhược điểm, và cả hai loại máy này vẫn được sản xuất cho đến gần đây, nhưng thị phần của các máy CLVT thế hệ thứ ba lớn hơn rất nhiều, vì chi phí của các dãy đầu thu

của thế hệ thứ tư rất đắt đỏ. Phương pháp thu nhận từng lát cắt thông thường gây ra sự sai lệch trong định vị các tổn thương do các chuyển động không mong muốn (như nhu động ruột và cử động của tim) trong các lần nín thở tiếp theo giữa các lần quét. Người ta đã sớm nhận ra rằng nếu có thể thu nhận nhiều dữ liệu trong một lần nín thở, sẽ cải thiện đáng kể khả năng phát hiện các tổn thương ở các vùng dễ bị ảnh hưởng bởi chuyển động sinh lý. Điều này đòi hỏi một số tiến bộ công nghệ, dẫn đến sự phát triển của máy quét CLVT xoắn ốc sau này [1].

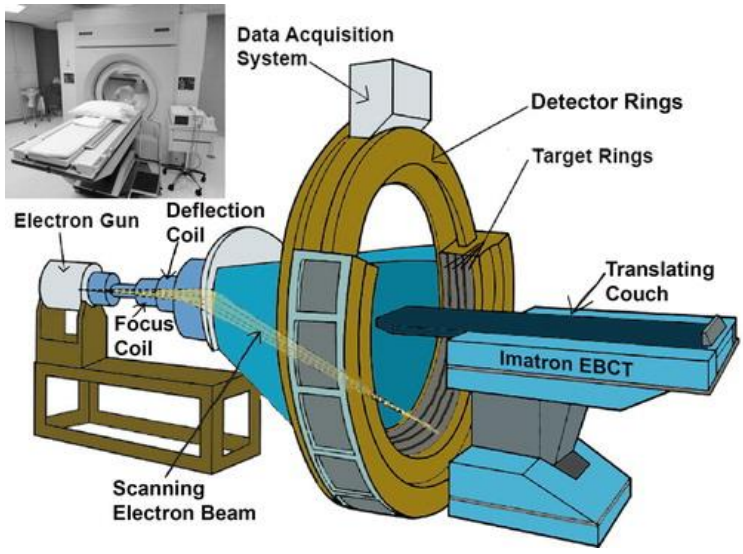


Hình 6.9. *Mô hình máy CLVT thế hệ thứ 4.*
(Nguồn: Principles of CT and CT technology - Goldman)

III. Các công nghệ phát triển dòng máy chuyên dụng cắt lớp vi tính

3.1. Công nghệ chùm điện tử - EBCT

Ngoài những thách thức rõ ràng về mặt cơ học của bốn thế hệ máy, việc khảo sát tim bằng máy CLVT cũng đặt ra những thách thức lớn. Mặc dù đã có nhiều cải tiến nhằm giảm ảnh hưởng của chuyển động tim trong quá trình thu nhận và xử lý hình ảnh, nhưng máy CLVT tim vẫn chưa thể thực hiện được việc này cho đến khi kỹ thuật quét cực nhanh, gọi là cắt lớp vi tính tia điện tử (Electron beam CT scanner - EBCT), ra đời vào đầu thập niên 1980. Công nghệ này vượt trội hơn các máy cắt lớp thời đó vì có thể thu nhận dữ liệu nhanh hơn, chỉ trong khoảng 50 - 100 ms. Vào năm 1984, máy EBCT tim mạch có cực dương hình bán nguyệt (model 2100) và dãy đầu thu đối bên, có thể quét toàn bộ trái tim trong khoảng 8 cm. Mặc dù công nghệ này đã quét nhanh hơn và cung cấp hình ảnh của tim rõ nét hơn, nhưng chất lượng hình ảnh vẫn chưa cao hơn so với các máy cắt lớp vi tính thời đó, chủ yếu do sử dụng giá trị mAs thấp. Cùng thời điểm này, sự phát triển của dòng máy cắt lớp vi tính đa lát cắt (Multislice CT) dành cho khảo sát tim mạch đã đạt được những thành công đáng kể, khiến công nghệ EBCT dần không còn được ưu tiên phát triển nữa.

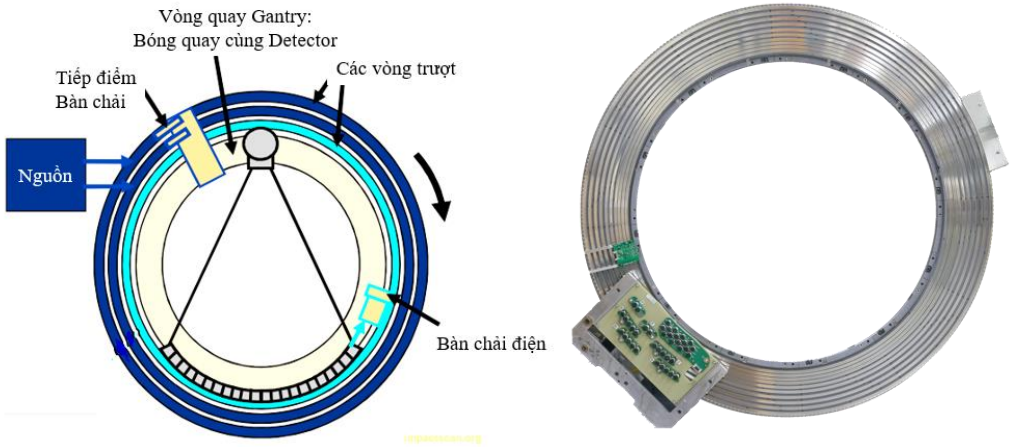


Hình 6.10. *Máy EBCT (Nguồn Eric A Hoffman).*

3.2. Công nghệ vòng trượt và máy cắt lớp vi tính xoắn ốc

Sau thế hệ máy thứ 4, việc phát triển các công nghệ tiếp theo phải giải quyết được yêu cầu của thực tế lâm sàng khi cần quét liên tục các thì (phase) sau khi sử dụng thuốc đối quang, nhất là kỹ thuật chụp dynamic. Bởi vì sau khi quét 360^0, cáp xoay trong gantry (gồm bóng phát tia X, và kèm đầu thu đối với thế hệ thứ 3) phải nghỉ để quay đảo chiều trở lại. Quá trình quay - quét liên tục không nghỉ chỉ có thể được thực hiện bằng ý tưởng là sử dụng một vòng trượt có điện áp thấp để truyền năng lượng điện cấp cho cáp xoay liên tục do đó không cần phải đổi chiều quay trong khi quét nữa. Cụ thể, mặt dưới bóng sẽ được gắn một "bàn chải điện" khi bóng quay thì các sợi kim loại của bàn chải này sẽ quét trên vòng trượt để tiếp nhận năng lượng điện. Dữ liệu được truyền ra ngoài từ các đầu thu qua các công nghệ không dây dung lượng cao khác nhau do đó cho phép xoay liên tục. Công nghệ vòng trượt đã cho phép loại bỏ hoàn toàn vấn đề trễ giữa các thì chụp, ngoại trừ việc phải di chuyển bàn chụp đến lát cắt tiếp theo. Tuy nhiên, chu trình ***quét - chuyển bàn - quét*** này vẫn chưa đồng bộ hoàn chỉnh cộng với các nhiễu ảnh chuyển động xảy ra khi bàn dịch chuyển nhanh đã thúc đẩy cho bước phát triển tiếp theo. Liên tục quay và thu nhận dữ liệu khi bàn dịch chuyển từ từ trong gantry, kết quả là bóng và đầu thu phải quay liên tục quanh bệnh nhân trong lúc bệnh nhân đang dịch chuyển từ từ cùng bàn chụp tạo thành hình quét xoắn ốc. Khái niệm này đã tạo nên

tên gọi cho cắt lớp vi tính xoắn ốc (Helical CT hay Spiral CT) như một phép quét nhanh chóng toàn bộ trục z qua vùng khảo sát đặc biệt chỉ trong một lần nín thở. Chính cải tiến đầy ý nghĩa này đã giúp kỹ thuật chụp cắt lớp vi tính xoắn ốc qua cơ thể người trở thành tiêu chuẩn vào giữa những năm 1990.



Hình 6.11. *Máy CLVT với công nghệ vòng trượt "slip-ring".*

3.3. Máy cắt lớp vi tính đếm photon (photon counting)

Máy CLVT với đầu thu có thể đếm photon (*Photon counting detector CT*) sử dụng hệ thống đầu thu có thể phân tách được năng lượng tia X (đếm được lượng photon đến và năng lượng của nó) với cơ chế khác với đầu thu ở máy CLVT thường quy. Ở hệ thống này, đầu thu sử dụng chất bán dẫn Cadmium Telluride (CdTe) hoặc công nghệ Deep Silicon chuyển đổi trực tiếp năng lượng tia X thành năng lượng điện thay vì sử dụng chất nhấp nháy (có tác dụng chuyển đổi năng lượng tia X thành ánh sáng) như ở hệ thống CLVT thường quy. Nguyên lý của máy cắt lớp vi tính đếm photon sẽ được trình bày chi tiết trong phần cắt lớp vi tính phổ (Chương 9, sách *Nguyên lý cắt lớp vi tính*, NXB Đại học Huế).

CÂU HỎI LƯỢNG GIÁ

CHỌN CÂU TRẢ LỜI ĐÚNG NHẤT

Câu 1. Cơ chế tạo ảnh trong hệ thống CLVT?

A. Tia X truyền qua bệnh nhân -> thu thập các góc quét (view) -> HU -> pixel -> voxel.

B. Tia X truyền qua bệnh nhân -> thu thập các góc quét (view) -> pixel -> voxel -> HU.

C. Tia X truyền qua bệnh nhân -> thu thập các góc quét (view) -> pixel -> voxel -> matrix.

D. Thu thập các góc quét (view) -> pixel -> voxel -> matrix -> HU.

Câu 2. Đơn vị HU của một vào cấu trúc điển hình trong cơ thể người, phát biểu nào KHÔNG đúng?

A. Gan 50-70HU.

B. Đơn vị HU của thận sẽ cao hơn HU của gan.

C. Mỡ có đơn vị HU cao hơn của phổi.

D. Không khí luôn có đơn vị HU âm.

Câu 3. Công nghệ chùm điện tử là gì?

A. Là kỹ thuật quét cực nhanh có tên là Electron beam CT scanner - EBCT.

B. Có cực dương hình bán nguyệt và dãy đầu thu đối bên.

C. Công nghệ EBCT không còn được ưu tiên phát triển.

D. Tất cả đều đúng.

BÀI 7
CÁC THÔNG SỐ KỸ THUẬT VÀ CHẤT LƯỢNG HÌNH ẢNH

**** Mục tiêu học tập***

- Trình bày được các thông số quét cơ bản của cắt lớp vi tính.

- Hiểu và giải thích được các yếu tố ảnh hưởng đến chất lượng của một hình ảnh cắt lớp vi tính.

I. Các thông số quét cơ bản

Các thông số cơ bản được chia thành 2 nhóm:

- *Các thông số tiền xử lý:* điện áp bóng, dòng bóng và mAs, thời gian quét (*Scan time*) và thời gian quay bóng *(Rotation time),* trường quét *(Scan length),* độ mở chùm tia *(Beam width),* bề dày lát cắt *(Slice thickness), pitch.*

- *Các thông số hậu xử lý hình ảnh:* trường nhìn hiển thị (*display field of view-DFOV*), bề dày lát cắt tái tạo (*Reconstruction Slice Thickness*), Khoảng tái tạo (*Reconstruction interval*), thuật toán tái tạo Kernel, độ rộng & trung tâm cửa sổ (*Window width & window level*), số CT (*CT number*).

1.1. Các thông số tiền xử lý

Các thông số quét tiền xử lý sẽ được thiết lập trước khi tiến hành quét. Chúng quyết định đến chất lượng của dữ liệu *thô (Raw Data- dữ liệu được mã hóa từ phần chùm tia X suy giảm sau khi đi qua khỏi cơ thể bệnh nhân được thu thập bởi các phần tử detector)* và có ảnh hưởng mật thiết đến chất lượng hình ảnh tái tạo trong giai đoạn hậu xử lý.

1.1.1. Điện áp bóng

Điện áp bóng (*Tube potential-kVp*) là hiệu điện thế giữa cực âm (*cathode)* và cực dương (*anode)* của bóng phát tia. Tương tự như cơ chế phát tia X trong bóng X quang, điệp áp này duy trì điện trường để gia tốc các electron từ cực âm đến cực dương với động năng cực lớn. Với động năng đó, khi electron đập vào bề mặt anode sẽ sản sinh ra 1% năng lượng bức xạ *Bremsstrahlung* (hay còn gọi là tia X). Chùm tia X được sinh ra bởi bức xạ *Bremsstrahlung* có tổng năng lượng trung bình xấp xỉ bằng 1/3 điện áp cực đại.

Quá trình lọc những tia X có năng lượng thấp để tăng mức năng lượng trung bình của chùm tia nên được gọi là quá trình làm cứng chùm tia. Bộ lọc nhôm được sử dụng để gia tăng mức năng lượng trung bình của chùm tia từ 1/3 điện áp cực đại lên bằng một nửa, từ đó giảm liều cho bệnh nhân và nâng cao chất lượng hình ảnh.

Điện áp của bóng trong máy CLVT thường dao động từ 80 - 140 kVp. Thực tế, điện áp từ 110 - 130 kVp được sử dụng phần lớn trong các protocol CLVT hiện nay. Điện áp bóng sử dụng tỷ lệ thuận với bề dày cơ thể của bệnh nhân, bởi khi trọng lượng bệnh nhân càng lớn, năng lượng trung bình của chùm tia cần thiết để đâm xuyên toàn bộ cơ thể bệnh nhân càng cao và ngược lại. Do đó, điện áp bóng cần được điều giảm thích hợp cho bệnh nhân. Thêm vào đó khi điện áp sử dụng giảm sẽ giúp tăng độ tương phản của hình ảnh tăng và ngược lại. Cụ thể:

- Đối với hầu hết các protocol CLVT thông thường, điện áp được sử dụng dao động trong khoảng 120 - 130kVp.

- Với bệnh nhi, trẻ sơ sinh hay người gầy, điện áp tương ứng phù hợp là 100 - 110 kVp.

- Trường hợp chụp mạch máu, yêu cầu hình ảnh có độ tương phản cao và nhu cầu đánh giá mô mềm là không cần thiết, điện áp tương ứng phù hợp có thể giảm đến 80 kVp phụ thuộc vào khả năng bù dòng bóng của bóng phát.

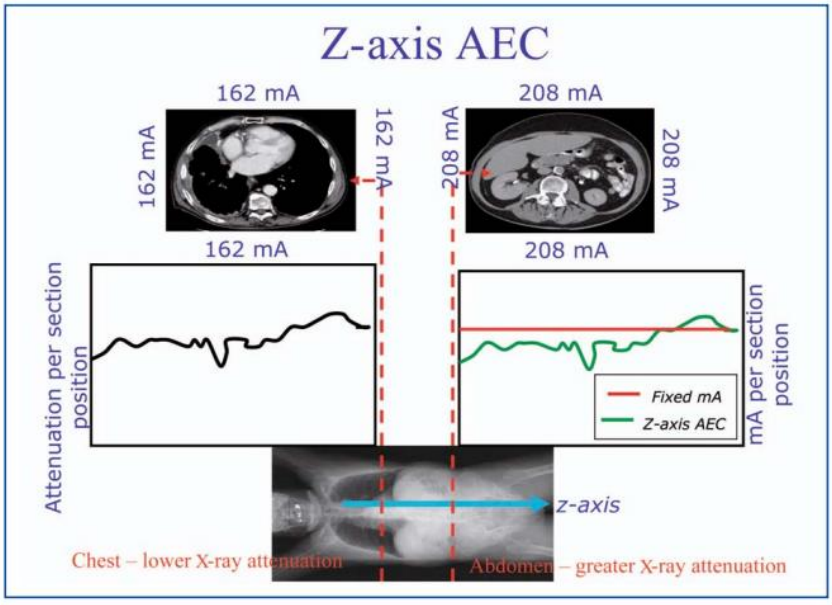
- Với bệnh nhân có thể trạng cơ thể quá lớn, điện áp có thể tăng lên cao hơn so với mức điện áp chuẩn để tăng khả năng đâm xuyên của chùm tia X, giảm độ nhiễu giúp tăng chất lượng hình ảnh.

1.1.2. Dòng bóng và mAs

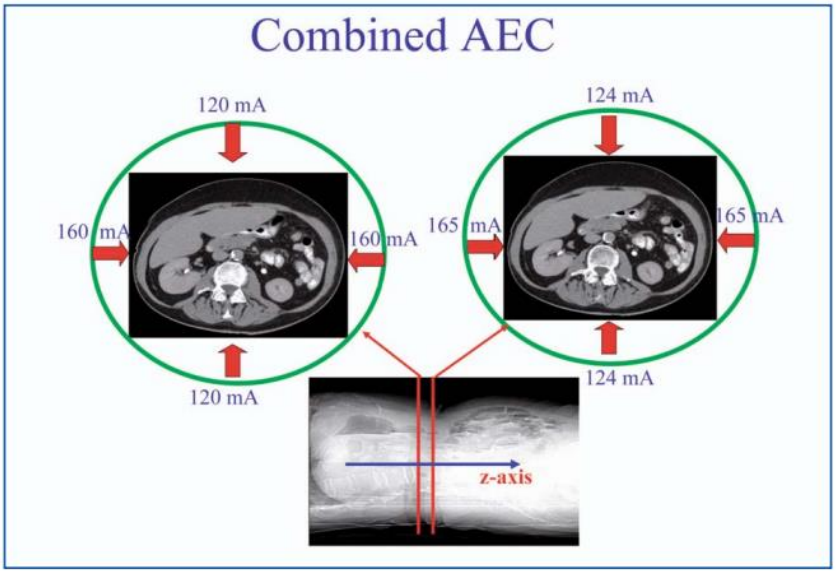
Dòng bóng (*Tube current -mA*) là thông số quyết định đến mật độ photon của chùm tia X phát ra. Dòng bóng phát ra liên tục trong một giây được tính bằng đại lượng mAs. Cả mA và mAs đều có mối liên quan tuyến tính đến liều bức xạ nhận và chất lượng hình ảnh.

Khái niệm mAs hiệu dụng cho chế độ quét xoắn ốc. mAs hiệu dụng là tỷ lệ giữa dòng bóng (mA) với *pitch* được sử dụng. Để bù trừ cho độ nhiễu phát sinh, mA được hiệu chỉnh thay đổi tỷ lệ thuận với giá trị *pitch* sử dụng. Ví dụ, trong chế độ quét xoắn ốc, khi giữ nguyên tất cả các thông số quét, nếu *pitch* được chọn là 1,5 thì mA hiệu dụng tương ứng là 300 mA và khi *pitch* được chọn là 0,75 thì mA hiệu dụng tương ứng sẽ giảm xuống còn 150 mA.

Bên cạnh đó, khái niệm hệ thống kiểm soát phát tia tự động AEC (*Automatic Exposure Control*) được trang bị cho hầu hết các máy CLVT hiện nay với vai trò chính là kiểm soát dòng bóng nhằm tối ưu hóa dòng bóng trong từng vòng quay theo nguyên lý *ALARA* (*As Low As Reasonably Achievable*). 3 hệ thống AEC phổ biến nhất hiện nay: CARE Dose4D (Siemens), DoseRight (Philips) và Smart Dose CT hoặc Smart mA, (GE Healthcare). Hệ thống kiểm soát này cho phép điều chỉnh tự động dòng điện dọc theo trục z (điều chế trục z) hoặc điều chế kết hợp theo trục z và mặt phẳng x, y.



Hình 7.1. *Sơ đồ minh họa chế độ kiểm soát liều tia tự động theo trục z (AEC), dòng điện của ống được điều chỉnh căn cứ vào dữ liệu suy giảm của bệnh nhân dọc theo chiều dài quét của hình định vị. Từ đó, lập trình các vị trí cắt có sự suy giảm thấp hơn (chẳng hạn như ngực) so với các vị trí có sự suy giảm lớn hơn (chẳng hạn như bụng trong chụp cắt lớp vi tính ngực-bụng) (Trích từ hình 2, trang 34, MDC_FromProtocols to Practice-Springer-Verlag Mailand).*



Hình 7.2. *Trong điều chế kết hợp, có sự thích ứng của dòng bóng trong mỗi phần ở các góc chiếu khác nhau [điều khiển phơi sáng tự động góc (AEC) và ở các vị trí phần khác nhau dọc theo chiều dài quét (AEC trục z)]. (Trích từ hình 2, trang 34, MDC_FromProtocols to Practice-Springer-Verlag Mailand).*

1.1.3. Thời gian quét và thời gian quay bóng

Thời gian quét *(scan time)* được tính từ khi tia X bắt đầu được phát đến khi kết thúc chu trình phát tia trong mỗi vòng quay bóng. Thời gian quay bóng *(rotation time)* là thời gian cần thiết để bóng phát tia quay đủ 360^0 bên trong gantry. Thông thường, tia X được phát liên tục và đầy đủ trong mỗi vòng quay bóng tương ứng với 360^0. Tuy nhiên, nhu cầu về độ phân giải thời gian cao hơn nhiều trong các kỹ thuật thu hình tim và mạch vành, dẫn đến phát triển ra chế độ quét bán phần *(Partial Scanning),* tia X chỉ được phát trong một nửa vòng quay bóng tương ứng với 180^0, giúp giảm thời gian quét đi một nửa. Và trong các máy CLVT hai đầu bóng (*Dual Source Computed Tomography*), độ phân giải thời gian đạt ¼ vòng quay bóng kết hợp phát tia liên tục đã có thể cho ra dữ liệu tạo ảnh hoàn chỉnh. Từ 1-5s cho một vòng quay bóng trong các thế hệ máy đầu tiên đến dưới 0.3s ở các thế máy CLVT hiện đại ngày nay.

1.1.4. Trường quét

Trường quét *(Scan length)* là chiều dài phần cơ thể được quét dựa trên định vị *Scout View*. Mỗi trường quét được xác định bởi giới hạn lát cắt đầu tiên và giới hạn lát cắt cuối cùng, tất cả đều được mã hóa bằng tọa độ không gian ba chiều dưới sự hỗ trợ của hệ thống máy tính. Trong CLVT, việc lựa chọn trường quét nhằm phải đảm bảo không bỏ sót vùng cơ quan cần khảo sát. Lựa chọn trường quét chính xác nhằm mục đích giảm liều nhiễm xạ cho bệnh nhân và giảm *scan time* sau mỗi lần quét.

Trường quét và vấn đề về liều xạ: Liều xạ trong CLVT được quyết định chủ yếu bởi hai đại lượng là DLP (*Dose Length Product)* - Liều xạ bệnh nhân nhận được sau mỗi lần quét và $CTDI_{vol}$ (*CT Dose Index Volume)* - Liều xạ bệnh nhân nhận được sau mỗi vòng quay bóng. Sau khi các thông số về điện áp và dòng bóng đã được thiết lập, giá trị $CTDI_{vol}$ trở nên hằng định trong mỗi lần quét, do đó, trường quét lúc này xác định độ lớn DLP. Nên trường quét càng rộng thì liều xạ bệnh nhân nhận được cũng tăng và ngược lại. Trường quét thực tế là trường bao phủ tia X trực tiếp trên cơ thể bệnh nhân và thường rộng hơn một khoảng so với trường quét được thiết lập trên hình *Scout View*. Điều này được thể hiện rõ hơn trong chế độ quét xoắn ốc (gọi là hiện tượng mở rộng chùm tia) so với quét rời. Do đó, lựa chọn trường quét phù hợp với từng bệnh cảnh để hình ảnh thu được đầy đủ thông tin chẩn đoán và bệnh nhân không nhận thêm bức xạ không cần thiết.

1.1.5. Độ mở chùm tia - Beam Width/ Beam Collimation

Độ mở chùm tia là giới hạn của chùm tia X theo trục z sau khi ra khỏi bộ phận khu trú chùm tia của bóng phát đến cơ thể bệnh nhân và được xác định tại vị trí

Isocenter. Ở các hệ thống SDCT, độ mở chùm tia xác định bề dày lát cắt tương ứng. Tuy nhiên, đối với hệ thống MDCT, độ mở chùm tia được xác định bằng tích số giữa số lượng kênh DAS sử dụng với độ mở của mỗi kênh DAS. Khi số lượng detector được mở càng ít kết hợp với độ mở kênh của mỗi kênh DAS càng hẹp thì chất lượng của *Raw Data* cũng như *Scan Time* càng tăng và ngược lại (trong trường hợp *Scan Length* không đổi).

1.1.6. Bề dày lát cắt

Bề dày lát cắt (*Slice thickness)* là độ rộng của một lát cắt được tái tạo lại theo trục z. Với những thế hệ máy đơn dãy detector, khi sử dụng chế độ quét rời thì bề dày lát cắt chính là độ mở chùm tia X và được thiết lập bằng cách điều chỉnh độ mở của bộ phận khu trú chùm tia Collimator. Trong các máy MDCT, bề dày lát cắt thực tế được xác định bởi độ mở của kênh DAS, giá trị *Pitch* và loại thuật toán tái tạo. Bề dày lát cắt tái tạo luôn luôn bằng hoặc lớn hơn và không thể nhỏ hơn so với độ mở tối đa của kênh DAS, nguyên tắc này được áp dụng cho các thế hệ máy SDCT cũng như MDCT. Điều này giải thích vì sao hiện nay người ta luôn nỗ lực tối ưu hóa kích thước detector và độ mở của kênh DAS để thu được các lát cắt mỏng hơn nhằm cải thiện độ phân giải không gian cho hình ảnh.

1.1.7. Pitch

Pitch được xác định bằng quãng đường bàn dịch chuyển được trong một vòng quay bóng với độ mở chùm tia X tương ứng.

$$\text{Pitch} = \frac{\text{Khoảng di chuyển của bàn trong một vòng quay bóng}}{\text{Độ mở của chùm tia X (mm)}}$$

Đối với máy một lát cắt:

Chùm tia của bộ chuẩn trực = bề dày lát cắt (slice collimation).

Đối với máy đa lát cắt:

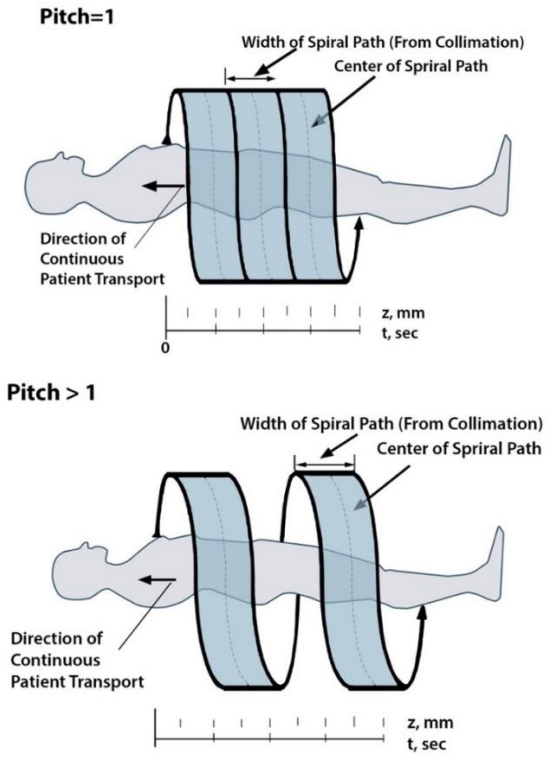
Chùm tia của bộ chuẩn trực = bề dày lát cắt x số lượng lát cắt thu được trên mỗi vòng quay.

Pitch là một thông số quan trọng trong cắt xoắn ốc, quyết định thể tích được bao phủ và liều bức xạ tiếp xúc cho bệnh nhân.

Pitch = 1. Cắt xoắn ốc tiếp giáp nhau (10mm/10mm).

Pitch > 1. Cắt xoắn ốc không tiếp giáp nhau (ví dụ 20mm/10mm).

Pitch < 1. Cắt xoắn ốc chồng nhau (5mm/10mm).



Hình 7.3. *Pitch = 1 (hình bên phải) và pitch >1 (hình bên trái)*

Hiện nay, các nhà sản xuất sử dụng hai khái niệm chính về Pitch: Collimation pitch và detector pitch. Ngoài ra còn có slice pitch và volume pitch.

$$\text{Detector pitch} = \frac{\text{Tốc độ di chuyển của bàn (mm)}}{\text{Chiều rộng của detector (mm)}}$$

$$\text{Collimation pitch} = \frac{\text{Tốc độ di chuyển của bàn (mm)}}{\text{Chiều rộng của bộ chuẩn trực (mm)}} = \frac{\text{Detector pitch}}{N}$$

N: Số lượng của các kênh thu thập dữ liệu DAS hoạt động

Pitch càng lớn, mức độ bao phủ chùm tia lên cơ thể bệnh nhân càng giảm. *Giá trị pitch thường dao động từ 0.45 đến 1.5 tùy vào mục đích khảo sát.*

1.2. Các thông số phục vụ tái tạo / hậu xử lý

Trước khi đề cập đến các thông số phục vụ tái táo, cần nhắc lại các khái niệm liên quan đến hiển thị dữ liệu hình ảnh: Matrix, Pixel, Voxel.

- *Pixel*: Một pixel (hoặc pel hoặc phần tử hình ảnh) là một phần tử nhỏ nhất của màn hình vật lý hoặc phần tử nhỏ nhất của hình ảnh 2D. Là giá trị có được của

hệ số suy giảm tia X có nguồn gốc từ mức trung bình của các mô trong một voxel tương ứng. Giá trị của mỗi điểm ảnh còn gọi là đơn vị HU. Kích thước điểm ảnh được xác định bởi FOV và kích thước ma trận.

- *Voxel*: Là hình ảnh ba chiều được xác định bởi kích thước của điểm ảnh và độ dày lát cắt.

- *Ma trận*: Các hệ số suy giảm được lưu trữ như một giá trị của điểm ảnh, sắp xếp tương ứng với vị trí trong không gian. Sự sắp xếp các hàng, các cột của điểm ảnh gọi là ma trận. Kích thước của ma trận thường dùng trong CLVT là 512 x 512.

- *Trường nhìn FOV* = kích thước điểm ảnh x kích thước ma trận.

1.2.1. Display Field of View

Display Field of View (DFOV) là trường nhìn được hiển thị trên màn hình máy tính, thao tác thay đổi DFOV thường được thiết lập trước khi quét bởi KTV vận hành máy. Khi DFOV không bộc lộ hết cấu trúc cần khảo sát hoặc bác sĩ chẩn đoán hình ảnh có nhu cầu mở rộng/thu hẹp trường nhìn thì KTV vận hành máy sẽ thực hiện một thao tác tiếp theo, đó là thay đổi DFOV Reconstruction.

DFOV được chọn thường nhỏ hơn so với SFOV (*Scan Field of View)* để tăng độ phân giải cho hình ảnh. Vì giữ nguyên ma trận, nhưng giảm trường nhìn sẽ tăng số lượng pixel từ đó tăng chất lượng cho hình DFOV đặc biệt hiển thị đường bờ cấu trúc hay những tổn thương có kích thước nhỏ. Nó khác với việc sử dụng chế độ zoom in đối với SFOV, điều này sẽ làm vỡ nét thay vì tăng chất lượng hình ảnh.

1.2.2. Slice Thickness Reconstruction

Slice Thickness Reconstruction là bề dày lát cắt tái tạo hiển thị trên màn hình đã được lựa chọn phù hợp để đáp ứng nhu cầu chẩn đoán. Bề dày lát cắt tái tạo được xây dựng hoàn toàn phụ thuộc vào bề dày lát cắt thực tế (độ mở Collimator hoặc độ mở kênh DAS) từ dữ liệu *Raw Data.*

Khi bề dày lát cắt tái tạo là 1,2mm từ độ mở collimator là 0,6mm nhưng không thể tái tạo hình ảnh CLVT với bề dày 0,6mm từ độ mở collimator là 1,2mm.

Việc lựa chọn bề dày lát cắt bề dày lát cắt tái tạo phụ thuộc vào những yếu tố sau đây:

- Dung lượng lưu trữ của máy tính.

- Độ phân giải và chất lượng hình ảnh hiển thị.

- Chất lượng hình ảnh tái tạo theo không gian 3 chiều.

1.2.3. Reconstruction Interval

Reconstruction Interval là khoảng cách của hai lát cắt tái tạo liên tiếp theo trục z và quyết định đến mức độ chồng hình giữa hai lát cắt đó. Thường được biết đến với tên gọi khác là *Reconstruction Increment (gọi tắt là Increment), Reconstruction Index* hoặc *Spacing*. Thông số này được thiết lập sau khi quét nên không phụ thuộc vào độ mở chùm tia hay bề dày lát cắt, đồng thời không ảnh hưởng đến thời gian quét.

Như phần trên đã nhắc đến, trong hệ thống máy MDCT, bề dày lát cắt thực tế được quyết định bởi độ mở của từng kênh DAS riêng lẻ và đó chính là dữ liệu *Raw Data* dùng để tái tạo các hình ảnh tiếp theo. Hình ảnh hiển thị lên màn hình trong quá trình quét là hình ảnh tái tạo lần đầu tiên có được khi KTV thiết lập các thông số về độ mở Collimator và Slide Thickness trước khi quét. *Increment* được sử dụng khi tái tạo hình ảnh thường bằng khoảng 70% bề dài lát cắt tái tạo (*Reconstruction Slice Thickness*).

1.2.4. Thuật toán tái tạo Kernel

Thuật toán tái tạo hình ảnh *Kernel* (Bộ lọc hình ảnh) sử dụng dữ liệu *Raw Data* thành nhiều dạng hình ảnh với độ phân giải khác nhau tùy thuộc vào mục đích của người dùng.

Dựa vào cấu trúc giải phẫu hay nhu cầu khảo sát mà có nhiều bộ lọc được cân nhắc khác nhau:

- Rất mịn (*Very Smooth):* Ít khi dùng vì khó phân biệt rõ đường bờ.

- Mịn (*Smooth*): Tối ưu hóa chất lượng hình ảnh tái tạo VRT, giảm độ nhiễu trên những lát cắt mỏng.

- Trung bình (*Medium Smooth*): Hiển thị hình ảnh mô mềm tổng quát với độ tương phản tốt hơn.

- Sắc nét (*Sharp*): Tăng độ sắc nét cho hình ảnh xương và nhu mô phổi.

- Siêu sắc nét (*Ultra Sharp*): Độ phân giải vượt trội trong việc khảo sát những cấu trúc nhỏ, tinh vi (tai trong, mảnh xương rời nội khớp,...).

Bộ lọc càng mịn cho hình ảnh có độ nhiễu càng thấp và độ phân giải cũng thấp, bộ lọc càng sắc nét cho hình ảnh có độ phân giải không gian cao nhưng độ nhiễu của hình ảnh cũng tăng. Đối với những bệnh nhân có thể trạng cơ thể lớn, độ nhiễu của hình ảnh thường cao hơn so với các bệnh nhân gầy, sử dụng bộ lọc mịn

giúp giảm nhiễu cho hình ảnh đồng thời cung cấp hình ảnh có độ tương phản cải thiện hơn. Hình bên dưới minh họa cho độ nhiễu được đo tại cùng một vị trí của Phantom nước trên nhiều bộ lọc khác nhau, độ nhiễu tăng tỷ lệ thuận với độ sắc nét của bộ lọc *Kernel* được sử dụng.

Trên thực tế, có thể sử dụng thuật toán *Kernel* mịn để cải thiện độ nhiễu cho hình ảnh khi áp dụng những biện pháp giảm liều xạ nhận được cho bệnh nhân. Các hãng các khác nhau sử dụng các tên gọi khác nhau cho bộ lọc *Kernel*, nhưng bản chất và hình ảnh hiển thị thì như nhau:

- Các tên gọi được sử dụng trong hệ thống máy MDCT hãng GE với độ phân giải và độ nhiễu tăng dần từ:

Soft→	**Standard→**	**Chest→**	**Detail→**	**Lung→**	**Bone→**	**Bone^{+}→**	**Edge**
(Mô mềm)	**(Tiêu Chuẩn)**	**(Lồng ngực)**	**(Chi tiết)**	**(Nhu mô Phổi)**	**(Xương)**	**(Xương nâng cao)**	**(Sắc nét)**

- Đối với các thế hệ máy MDCT Siemens, bộ lọc Kernel được mô tả dưới các dạng kí hiệu sau đây:

A10x – A20x – A21x – A22x – A30x – A31x – A32x – A40x – A41x – A42x – A45x – A50x – A60x – A70x – A80x – A90x

Bảng 7.1. *Các loại bộ lọc (A) và các chế độ sắc nét (x).*

A		**x**	
H	**HEAD:** Sọ.	s	**standard:** Chế độ chụp thường quy
B	**Body:** Thân mình.	f	**fast:** Chế độ chụp nhanh
U	**Ultra High Resolution:** Độ phân giải siêu sắc nét.	h	**high resolution:** Chế độ chụp độ phân giải cao
C	**Child Head:** Sọ trẻ em.		
S	**Special Applications:** Đại diện cho những ứng dụng đặc biệt.		
D	**Dual Energy:** Hai mức năng lượng.		
T	**Topogram:** Hình Topogram.		

Độ sắc nét của hình ảnh được quy định bởi các giá trị số: Số càng cao, hình ảnh càng sắc nét nhưng nhiễu càng cao.

1.2.5. Số CT

Mỗi loại mô bên trong cơ thể có một tỷ trọng đặc thù khác nhau, tia X sau khi đi qua cơ thể đến detector sẽ được mã hóa thành các mức thang xám khác nhau để thể hiện lên các pixel của hình ảnh. Quá trình mã hóa đó sử dụng một đại lượng vật lý gọi là *số CT. Số CT* là một giá trị được chuẩn hóa bằng số học, đại diện cho hệ số hấp thu tia X được tính toán của một pixel. Đơn vị của *số CT* là *Hounsfield unit*.

Số CT được tính toán dựa trên công thức:

$$Số\ CT = \mathrm{K} \times \frac{\mu m - \mu w}{\mu w}$$

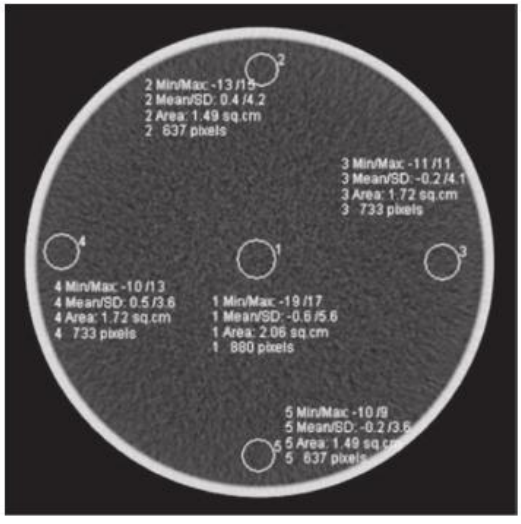
Trong đó:

- μm: Là sự suy giảm đo được của một cấu trúc mô quan tâm bên trong voxel.

- μw: Là sự suy giảm đo được của nước.

- K: Là hệ số tỷ lệ được chọn bằng 1000.

Với sự suy giảm của nước được chọn cố định, theo công thức trên, nếu sự suy giảm của mô đo được lớn hơn sự suy giảm của nước thì *số CT* sẽ hiển thị dương (>0) và ngược lại. Ví dụ như các mô đặc, các tạng bên trong cơ thể sẽ có số CT dương và các cấu trúc có sự suy giảm thấp hơn nước như khí trong nhu mô phổi hay mỡ sẽ có *số CT* âm.



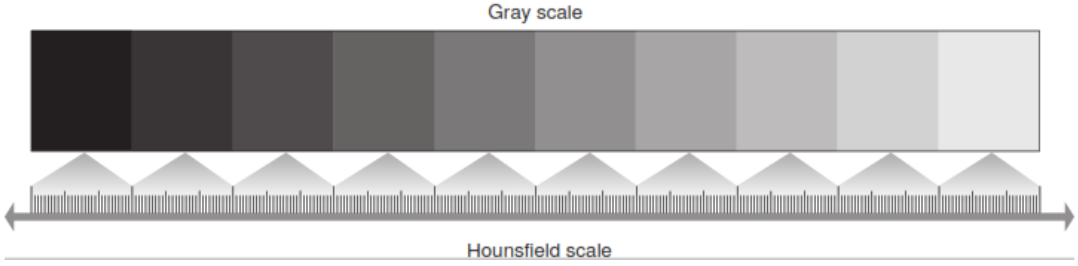
Hình 7.4. *Độ chính xác và tính đồng nhất bằng cách đo số CT trung bình tại các vị trí khác nhau trên một phantom nước đồng nhất. Tỷ trọng đo được trong Phantom tại một vị trí bất kỳ chỉ được giao động trong khoảng -7 đến 7HU.*

Vị trí ROI	Trung tâm	Trên	Dưới	Trái	Phải
Tỷ trọng đo được	-0.6	0.4	-0.2	0.5	-0.2
Sai số so với vị trí trung tâm		-1.0	-0.4	-1.1	-0.4

Người ta thường sử dụng nước (0 HU) để chế tạo các *phantom* nhằm mục đích nghiên cứu và cân chỉnh cường độ chùm tia. Sự cân chỉnh này cần thiết được thực hiện định kỳ (hằng ngày, hằng tuần, hằng tháng...) để đảm bảo năng lượng chùm tia phát ra đạt yêu cầu về tạo ảnh và liều xạ. *Phantom* được sử dụng để tính toán và đo đạc thường có hình cầu hoặc hình trụ. Các sai số phải nằm trong giới hạn đã được quy định sẵn của nhà sản xuất. Theo quy định về kiểm định CLVT (American, College of Radiology, Reston, VA), tỷ trọng đo được của nước tại các vị trí bất kỳ bên trong *phantom* chỉ được dao động trong khoảng từ -7 HU cho đến 7 HU.

1.2.6. Cửa sổ CLVT

Thang xám trong CLVT



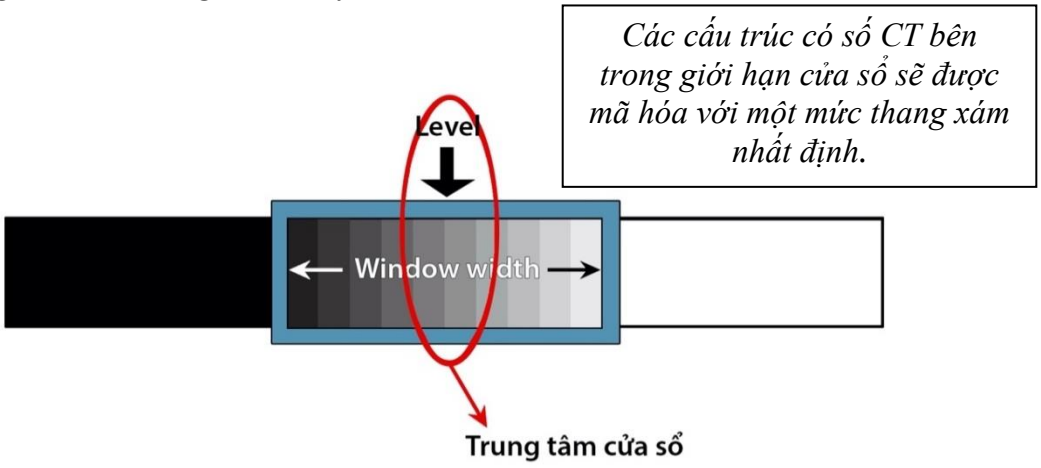
Hình 7.5. *Hiển thị 10 mức thang xám khác nhau tương ứng với 300 HU khác nhau.*

Trong một hình ảnh CLVT cơ bản, mỗi pixel hiển thị một mức thang xám khác nhau phụ thuộc vào tỷ trọng của cấu trúc mô bên trong pixel đó. Tỷ trọng mô quyết định rất nhiều bởi sự suy giảm của chùm tia X đến tiếp xúc với bề mặt detector. Do đó, thực tế có rất nhiều mức thang xám khác nhau tùy thuộc vào thế hệ máy CLVT (có thể lên đến 4096). Tuy nhiên, màn hình máy tính chỉ có thể hiển thị tối đa khoảng 256 mức thang xám khác nhau và mắt người chỉ có thể phân biệt tối đa 40 mức thang xám khác nhau. Khi sự chênh lệch tương phản giữa hai cấu trúc không quá 10%, mắt người bình thường rất khó để nhận ra sự chênh lệch đó. Độ nhạy của máy tính đối với sự chênh lệch tỷ trọng rất cao, sự khác biệt 1% tỷ trọng đã có thể được hiển thị với hai mức thang xám khác nhau. Do đó, để việc nhận biết

sự khác biệt tỷ trọng khách quan hơn, các phần mềm của máy CLVT sẽ mã hóa và gắn mỗi mức thang xám nhất định trong một pixel với một giá trị số học cụ thể để hiển thị lên màn hình khi được đo (gọi là đơn vị HU). Giá trị HU tương ứng của nước là 0, của không khí là -1000 và của xương là +1000, các giá trị tỷ trọng cao hơn 1000 được biết đến với những vật liệu có mật độ nguyên tử rất cao (thường là kim loại).

Độ rộng cửa sổ - Window width

Độ rộng cửa sổ xác định số đơn vị Hounsfield được hiển thị lên màn hình. Phần mềm máy tính sẽ chỉ hiển thị các mức thang xám của các cấu trúc trên hình ảnh nằm trong giới hạn cửa sổ đã được chọn. Tất cả những cấu trúc có *số CT* nằm trên giới hạn của độ rộng cửa sổ sẽ được hiển thị màu trắng và dưới độ rộng cửa sổ sẽ được hiển thị màu đen. Độ rộng cửa sổ càng lớn, số lượng thang xám được hiển thị càng nhiều, ta càng nhìn thấy được nhiều cấu trúc trên hình ảnh.



Hình 7.6. *Trung tâm cửa sổ.*

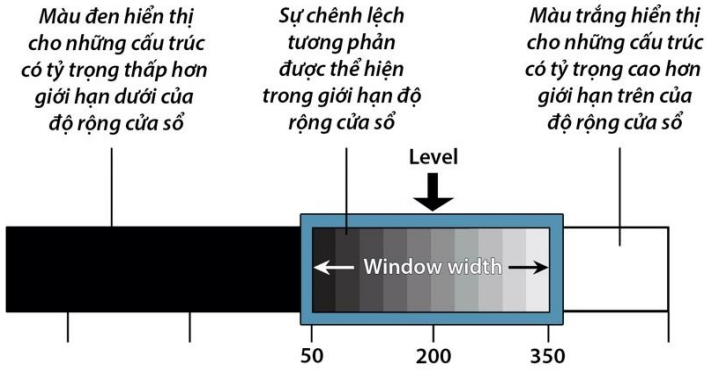
Trung tâm cửa sổ - Window Level/ Window Center

Trung tâm cửa sổ là giá trị trung điểm của độ rộng cửa sổ. Cụ thể, khi ta lựa chọn một cửa sổ với độ rộng cửa sổ là 300 HU (-150 HU đến +150 HU) thì trung tâm cửa sổ sẽ là 0 HU.

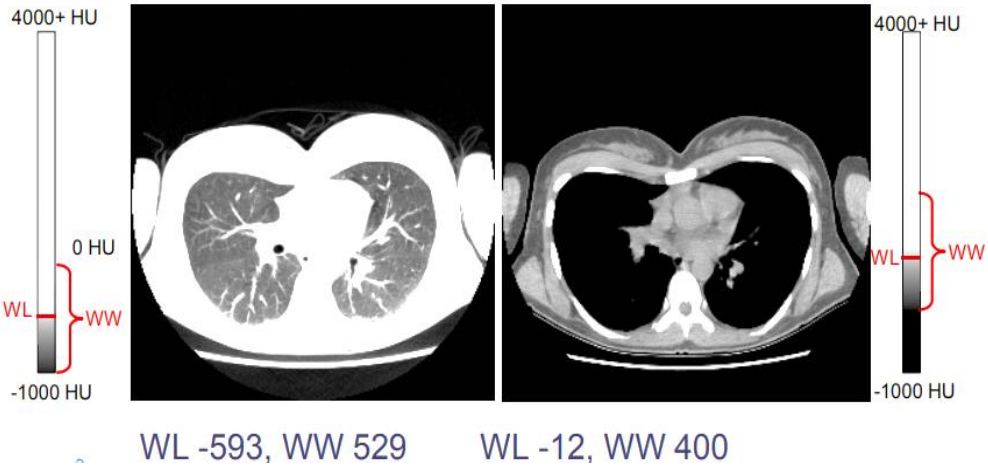
Trung tâm cửa sổ giúp xác định vị trí của *số CT* cụ thể trên *thang số CT* để hiển thị. Tại vị trí đó, các *số CT* được mã hóa thang xám sẽ được mở rộng sang hai bên đối xứng nhau với trung tâm là *số CT* được chọn làm trung tâm (hay *Window level). Window Level* được chọn càng gần với giá trị tỷ trọng trung bình của mô cần khảo sát thì thang xám hiển thị trên màn hình cho cấu trúc mô đó càng chính xác. Hiện nay, việc lựa chọn cửa sổ hiển thị một cách linh hoạt hơn và phù hợp với từng nhu cầu khảo sát. Điều này giúp giảm thời gian điều chỉnh bằng tay và sai sót khi người

dùng chưa có kinh nghiệm về việc lựa chọn cửa sổ khảo sát phù hợp. Tuy nhiên, việc thay đổi cửa sổ thủ công là cần thiết để phù hợp với nhu cầu quan sát riêng của từng người.

Ví dụ: Khi ta chọn một cửa sổ với độ rộng cửa sổ là 300 HU, đồng thời lựa chọn trung tâm cửa sổ là 200 HU, ngay lập tức, máy tính sẽ nhận vị trí 200 HU làm trung tâm và độ rộng cửa sổ sẽ được trải dài từ 50 HU đến 350 HU. Những cấu trúc có tỷ trọng dưới 50 HU sẽ được biểu thị màu đen còn những cấu trúc có tỷ trọng trên 350 HU sẽ được biểu thị màu trắng trên hình ảnh.



Hình 7.7. *Độ rộng cửa sổ.*



Hình 7.8. *Cửa sổ nhu mô phổi (trái) và cửa sổ trung thất (phải) khi điều chỉnh trung tâm cửa sổ ở những mức độ khác nhau.*

Bảng 7.2. *Window Width và Window Level cho một vài cấu trúc bên trong cơ thể.*

Bộ phận khảo sát	*Window Width*	*Window Level*
Đầu		
Vùng hố sau	150	40
Nhu mô não	100	30
Xương thái dương	2800	600
Cổ	250	30
Ngực		
Trung thất	350	50
Nhu mô phổi	1500	-600
Bụng		
Mô mềm	350	50
Nhu mô gan	150	30
Khung chậu		
Mô mềm	400	50
Xương	1800	400
Cột sống		
Mô mềm	250	50
Xương	1800	400

II. Các yếu tố ảnh hưởng đến chất lượng của một hình ảnh cắt lớp vi tính

Để đảm bảo tính khách quan khi phân tích, đánh giá chất lượng hình ảnh CLVT thường được đánh giá qua các yếu tố sau:

- Độ phân giải (*Resolution*): phân giải không gian (*Spatial Resolution*) và độ phân giải tương phản (*Contrast Resolution*).

- Độ nhiễu của hình ảnh.

2.1. Độ phân giải (Resolution)

Độ phân giải là chỉ số đo lường khả năng phân biệt chi tiết trong một hình ảnh hoặc tín hiệu. Độ phân giải trong hình ảnh CLVT bao gồm: độ phân giải không gian, tương phản và thời gian.

2.1.1. Độ phân giải không gian (Spatial Resolution)

Độ phân giải không gian là khả năng phân biệt đường bờ giữa hai hay nhiều cấu trúc cạnh nhau. Độ phân giải không gian trong CLVT là phân giải ba chiều và được xác định bởi độ phân giải trên mặt phẳng xy và phân giải trên trục z. Độ phân giải không gian đẳng hướng (*Isotropic Resolution*) với voxel hình lập phương giúp nâng cao chất lượng hình ảnh tái tạo 3D của CLVT nhờ việc tối ưu hóa kích thước của các detector. Khái niệm này thể hiện bằng *số cặp đường chì trên 1cm* (lp/cm) hoặc *số cặp đường chì trên 1mm* (lp/mm). Số cặp đường chì trên một đơn vị không gian càng nhiều, kích thước của mỗi cặp đường chì càng nhỏ, độ phân giải không gian càng cao.

Ngoài ra, một thước đo chuẩn xác và khách quan cho độ phân giải không gian của hình ảnh là *hàm số chuyển đổi chức năng – Modulation Transfer Function (MTF). MTF* được xác định bằng tỷ số giữa dữ liệu hình ảnh xuất ra từ detector để tạo ảnh trên dữ liệu được detector thu nhận từ bệnh nhân và được biểu thị dưới dạng biểu đồ hình học. *Đường cong lý tưởng* là khi toàn bộ dữ liệu detector thu thập được được sử dụng để tạo ảnh, khi đó, biểu đồ sẽ có dạng đường thẳng ngang do tín hiệu được bảo toàn và *MTF = 1*. Khi các tín hiệu thu thập được từ detector không được chuyển đổi toàn bộ thành hình ảnh hiển thị, khi đó *MTF < 1. MTF = 0* khi không có tín hiệu nào được tạo ra hình ảnh hiển thị. Trên biểu đồ *MTF*, ta thấy mối tương quan theo tỷ lệ nghịch giữa tỷ số *MTF* với độ phân giải hình ảnh tính theo *số cặp đường chì trên một đơn vị không gian.*

2.1.2. Độ phân giải tương phản (Contrast Resolution)

Khả năng phân biệt cấu trúc mô cần quan tâm (hoặc tổn thương) với những cấu trúc xung quanh. *Độ phân giải không gian trên mặt phẳng xy* trên các máy CLVT thường dao động trong khoảng 5 - 20 lp/cm, do đó, có khả năng phát hiện các cấu trúc có kích thước từ 1 - 0,25mm. Độ phân giải này *trên mặt phẳng xy* được quyết định chủ yếu bởi *DFOV* và *ma trận hiển thị* của hệ thống.

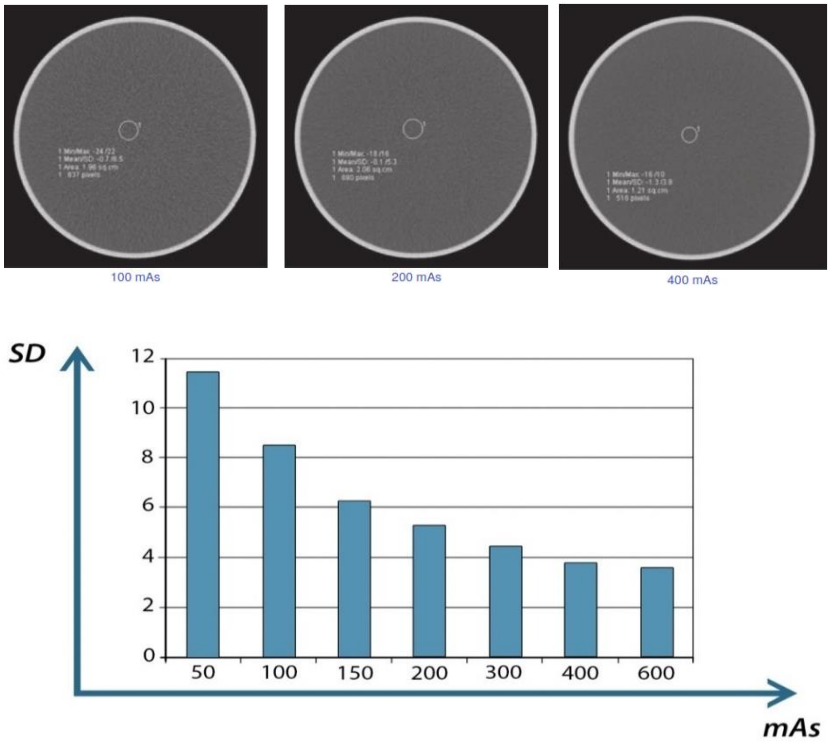
Độ phân giải không gian theo trục z căn cứ vào bề dày lát cắt thu được trên hình ảnh quét rời. Đối với MDCT, độ phân giải không gian theo trục z bị ảnh hưởng bởi nhiều yếu tố hơn: độ mở của từng kênh DAS riêng lẻ, thuật toán tái tạo *kernel, pitch* và *reconstruction interval.*

Ngoài ra, độ phân giải thời gian (*Temporal Resolution*) là khả năng ghi nhận hình ảnh trong một đơn vị thời gian.

2.1.3. Độ nhiễu ảnh

Độ nhiễu bị ảnh hưởng bởi nhiều yếu tố liên quan: bề dày lát cắt, tình trạng phần cứng của máy, điện áp sử dụng...). Đồng thời, có khá nhiều công thức vật lý phức tạp để tính toán độ nhiễu của hình ảnh, nhưng xác định độ nhiễu bằng *ROI* được cho là khá đơn giản nên được sử dụng tương đối rộng rãi. Độ nhiễu quyết định bởi yếu tố kỹ thuật khác như *kVp, mAs, kernel...*

ROI thường có hình tròn nhưng cũng có thể có hình vuông, elip, hình chữ nhật. Chức năng chính của ROI trong CLVT chính là giúp người dùng đo được tỷ trọng (số CT) của các cấu trúc hiển thị trên màn hình phục vụ cho mục đích chẩn đoán hay các thao tác kỹ thuật khác (bolus tracking, test bolus...). Ngoài ra, các phép đo của ROI còn hiển thị các thông tin khác như số lượng pixel trong một diện tích ROI đã chọn, tỷ lệ Mean/SD (tạm dịch là tỷ lệ tín hiệu trên nhiễu)...



Hình 7.9. *Giá trị SD đo được bằng ROI tương ứng với giá trị mAs khác nhau lần lượt là: 100 mAs-8.5; 200mAs-5.3; 400mAs-3.8; Và sơ đồ sự ảnh hưởng của mAs tới Giá trị SD.*

Các yếu tố nêu trên sẽ thay đổi tùy thuộc vào các thông số quét được thiết lập bởi người vận hành máy. Mỗi thông số quét ảnh hưởng đến các yếu tố kiểm soát chất lượng hình ảnh theo một cách khác nhau. Do đó, người vận hành máy cần hiểu và điều chỉnh các thông số một cách hợp lý và phù hợp trong từng hoàn cảnh lâm sàng và mục đích chẩn đoán khác nhau.

CÂU HỎI LƯỢNG GIÁ

CHỌN MỘT CÂU TRẢ LỜI ĐÚNG NHẤT

Câu 1. Các thông số quét nào thuộc nhóm thông số tiền xử lý?

A. Beam width, Slice thickness, pitch, Kernel, DFOV và SFOV

B. Beam width, Slice thickness, pitch, DFOV, CT number

C. Scan time, Rotation time, Scan length, Beam width, Window width, Window level

D. Scan time, Rotation time, Scan length, Beam width, Slice thickness và pitch.

Câu 2. Phát biểu nào không đúng về thông số điện áp bóng?

A. Hiệu điện thế giữa cực âm (*Cathode)* và cực dương (*Anode)* của bóng phát tia.

B. Điện áp của bóng trong máy CLVT đạt cực đại từ 100 – 130 kVp.

C. Điện áp bóng sử dụng tỷ lệ thuận với bề dày cơ thể của bệnh nhân.

D. Điện áp tương ứng phù hợp có thể giảm đến 80 kVp cho chụp CLVT mạch máu.

Câu 3. Chế độ AEC là gì?

A. Hệ thống kiểm soát phát tia tự động AEC (Automatic Exposure Control).

B. Dòng điện của ống được điều chỉnh căn cứ vào dữ liệu suy giảm của bệnh nhân dọc theo chiều dài quét của hình định vị.

C. Chế độ AEC điều chế kết hợp có sự phối hợp theo chiều dài trục z và các góc khác nhau theo mặt phẳng x, y.

D. Tất cả đều đúng.

BÀI 8

CÁC LOẠI XẢO ẢNH TRÊN CẮT LỚP VI TÍNH

**** Mục tiêu học tập***

- Hiểu và trình bày được cơ chế tạo xảo ảnh trên cắt lớp vi tính.

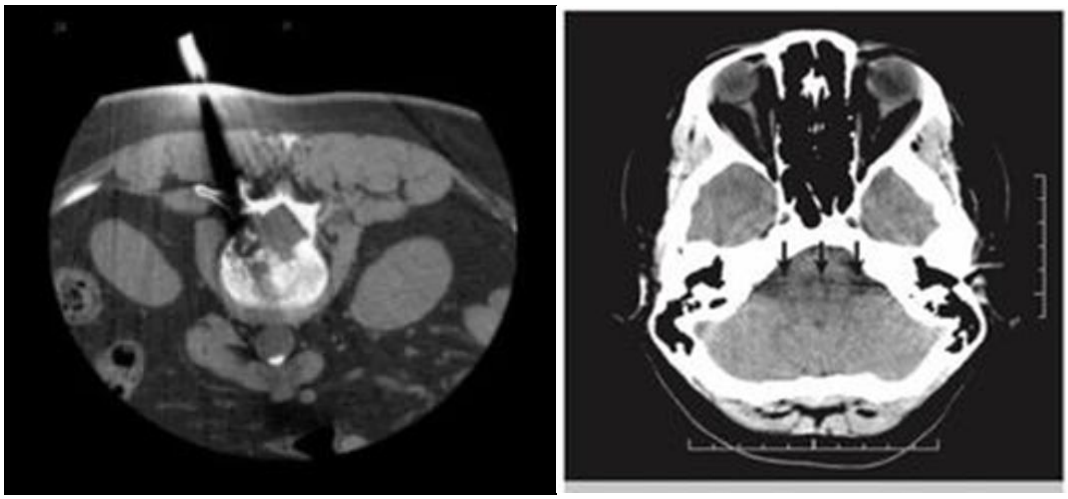
- Trình bày được các phương pháp khắc phục xảo ảnh trên cắt lớp vi tính.

Xảo ảnh được định nghĩa là bất kỳ thứ gì xuất hiện trên hình ảnh nhưng không có trong cấu trúc được quét. Xảo ảnh có nhiều loại khác nhau và do nhiều nguyên nhân khác nhau gây ra. Có thể phân loại các xảo ảnh trong cắt lớp vi tính thành 3 nhóm chính là các xảo ảnh do nguyên nhân vật lý (kết quả từ các quy trình vật lý liên quan đến việc thu thập dữ liệu), do nguyên nhân từ bệnh nhân và do nguyên nhân từ thiết bị. Các xảo ảnh có thể làm giảm chất lượng của hình ảnh, gây hạn chế chẩn đoán. Nhận ra các xảo ảnh, nguyên nhân xuất hiện và cách khắc phục là một khía cạnh quan trọng của việc đảm bảo chất lượng hình ảnh. Nhận ra các nguyên nhân có thể có của xảo ảnh có thể giúp tiết kiệm thời gian và tiền bạc đáng kể. Lý tưởng nhất là KTV có thể xác định tốt các xảo ảnh và khắc phục mà không cần sự hỗ trợ của hãng sản xuất; hoặc, nếu mức độ nghiêm trọng của xảo ảnh cần kỹ sư hãng sửa chữa, KTV có thể nhận định được và yêu cầu hỗ trợ kịp thời [7].

Bảng 8.1. *Phân loại nhiễu ảnh theo nguyên nhân.*

1. Nguyên nhân vật lý	- Cứng hóa chùm tia (*Beam hardening*) - Hiệu ứng thể tích từng phần (*Partial volume effect*) - Nhiễu ảnh đói photon (*Photon starvation*) - Nhiễu ảnh rìa (*Edge gradient artifact*)
2. Nguyên nhân từ bệnh nhân	- Nhiễu ảnh kim loại (*Metal artifact*) - Nhiễu ảnh chuyển động (*Motion artifact*) - Ngoài trường quét (*Out of field*)
3. Nguyên nhân từ thiết bị	
3.1. Scanner based	- Nhiễu ảnh hình nhẫn (*Ring artifact*) - Tube arcing
3.2. Xoắn ốc và đa lát (Helical and Multisection)	- Hiệu ứng chùm tia hình nón (*Cone beam artifact*) - Wind mill artifact
3.2. Thuật toán tái tạo (Multiplanar and 3D reformation)	- Nhiễu ảnh bậc thang (*Stair step artifact*) - Nhiễu ảnh ngựa vằn (*Zebra artifact*)

I. Cứng hóa chùm tia



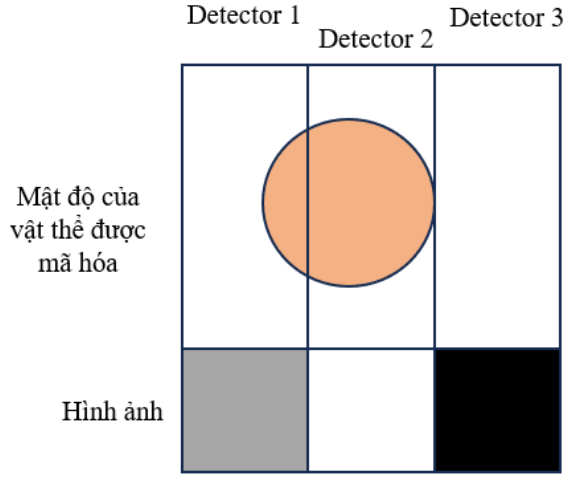
Hình 8.1. *Hiệu ứng cứng hóa chùm tia: tia X đi qua vùng xương đá tạo ra các vệt đen vùng hố sau (phải), vệt đen bên dưới kim sinh thiết do bị thiếu dữ liệu (trái).*

Bản chất đa sắc của chùm tia X được sử dụng trong CLVT và ảnh hưởng của nó đối với việc tạo ra các xảo ảnh làm cứng chùm tia đã được thảo luận trong các chương trước. Tóm lại, khi một chùm tia X đi qua một vật thể, các photon năng lượng thấp hơn bị hấp thụ, tạo ra một chùm tia "cứng hơn". Ví dụ dễ thấy của sự cứng chùm tia xảy ra ở hố sọ sau, khi các vệt sọc xuất hiện cạnh xương đá trên hình ảnh. Mức độ cứng chùm tia phụ thuộc vào thành phần của bộ phận được chụp và mức độ chùm tia phải đi qua các mô khác nhau. Chùm tia được làm cứng hơn bởi các vật thể dày đặc (ví dụ, nhiều hơn bởi xương và ít hơn bởi mô mỡ). Hai loại xảo ảnh có thể là kết quả của hiệu ứng này bao gồm cupping artifacts (ngoại vi của hình ảnh sáng hơn) và sự xuất hiện của các dải hoặc vệt tối giữa các vật thể đặc trong hình ảnh.

Hình 8.2. *Nhiễu ảnh đói photon (Photon starvation artifact) thường xảy ra ở vùng vai, khi chùm tia X xuyên qua không đủ photon dẫn đến xuất hiện nhiều vệt sọc đen phía trong mô mềm mặt sau lưng, gần vùng khớp vai.*

Hệ thống máy CLVT sử dụng ba tính năng để giảm tối thiểu việc làm cứng chùm tia: bộ lọc (*Bow tie filter*), phần mềm hiệu chỉnh (*Beam hardening correction software*) và hiệu chỉnh máy (*Calibration correction*). Lọc chùm tia bằng cách sử dụng các vật liệu kim loại như nhôm để lọc ra các thành phần năng lượng thấp hơn của chùm tia trước khi chúng đi qua bệnh nhân. Bộ lọc bổ sung có hình dạng chiếc nơ được sử dụng để làm cứng thêm phần ngoại vi của chùm tia (chùm tia sẽ đi qua các phần mỏng hơn của cơ thể bệnh nhân). Máy quét được hiệu chỉnh trong một phạm vi kích thước nhất định để có thể điều chỉnh độ làm cứng chùm tia cho phù hợp với các bộ phận khác nhau của bệnh nhân. Ví dụ, trường nhìn SFOV ở sọ thường sử dụng hiệu chỉnh để giảm các cupping artifacts thường xuất hiện ở vùng hố sau. Phần mềm hiệu chỉnh làm giảm các xảo ảnh làm cứng chùm tia cũng có thể được đưa vào các thuật toán tái tạo xương hoặc cấu trúc cần độ chi tiết. Tăng kVp sẽ làm tăng năng lượng photon trung bình của chùm tia, do đó làm giảm độ cứng của chùm tia ở một mức độ nào đó. Chiến lược tốt nhất cho người vận hành để tránh làm cứng chùm tia là chọn SFOV thích hợp để đảm bảo lọc chính xác, hiệu chỉnh và sử dụng các phần mềm hiệu chỉnh xảo ảnh do hiệu ứng làm cứng chùm tia.

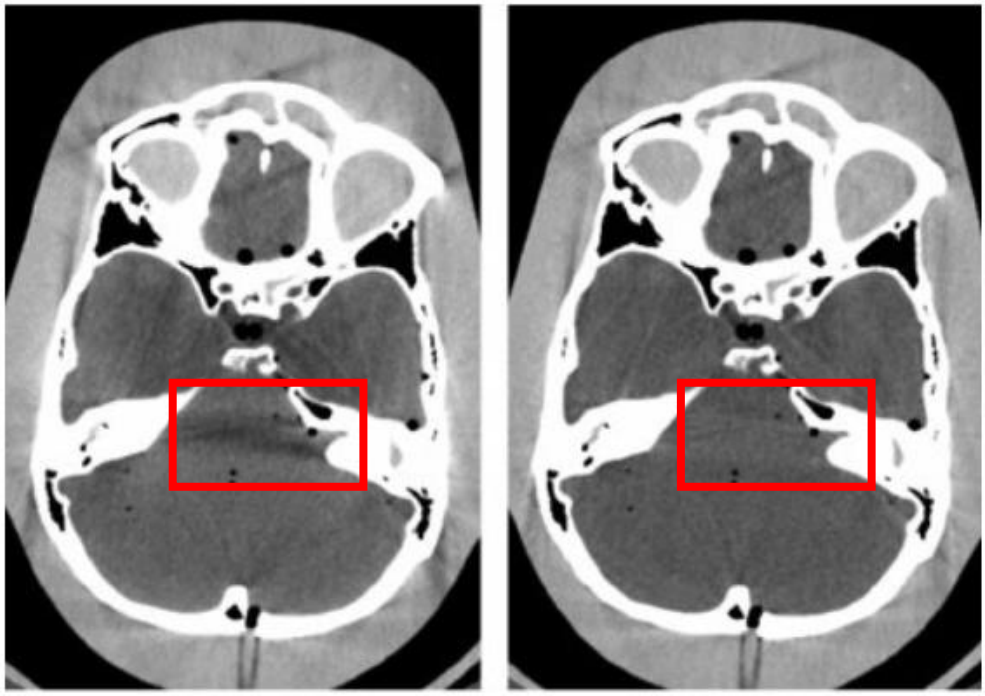
II. Hiệu ứng thể tích từng phần



Hình 8.3. *Minh họa nguyên lý hiệu ứng thể tích từng phần. Khi có nhiều hơn một loại mô trong một voxel, khi các mô có độ hấp thụ khác nhau tạo ra sự suy giảm chùm tia tỷ lệ thuận với giá trị trung bình của các mô này.*

Hiệu ứng thể tích từng phần (PVE) có thể làm giảm chất lượng hình ảnh. PVE xảy ra khi có nhiều hơn một loại mô trong một voxel. PVE cũng có thể xảy ra khi một cấu trúc dày đặc nằm ở rìa của FOV. Nguyên nhân là do sự phân kỳ của chùm

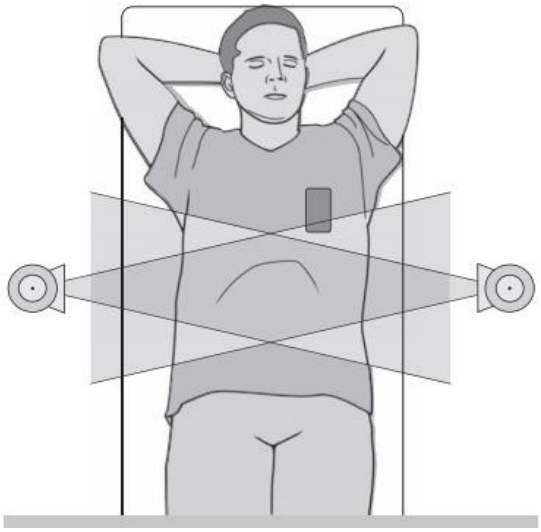
tia X có hình nón nên các cấu trúc dày nằm ở rìa FOV chỉ có thể hiển thị trên một số góc nhìn nhất định. Sự không nhất quán này dẫn đến sự sai sót trong tính toán các thuật toán tái tạo hình ảnh dẫn đến các xảo ảnh. Phương pháp tốt nhất để giảm nhiễu ảnh PVE là sử dụng các lát cắt mỏng.



Hình 8.4. *Khắc phục của nhiễu ảnh hiệu ứng thể tích từng phần là cắt lát mỏng (phải).*

III. Aliasing

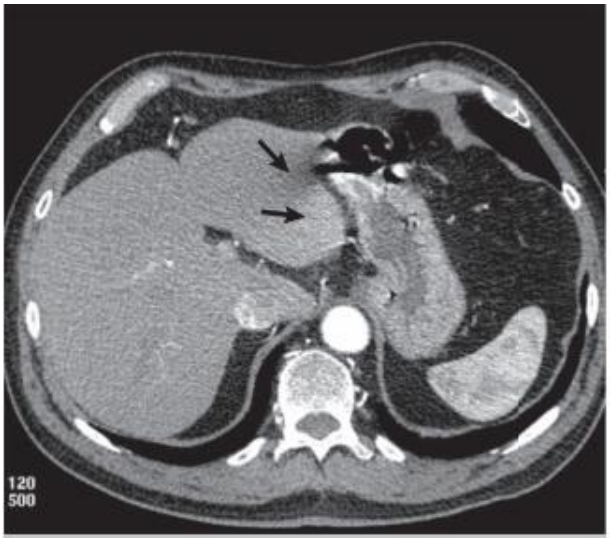
Để tái tạo được hình ảnh CLVT có chất lượng tối ưu cần đảm dữ liệu thu thập được từ các phép chiếu phải đầy đủ. Khi dữ liệu thu thập để tái tạo hình ảnh không đủ (ví dụ pitch quá lớn hay tái tạo với bề dày lát cắt quá dày) sẽ gây ra việc tái tạo không liên tục các góc cạnh của hình ảnh hay các chi tiết nhỏ, tạo ra nhiễu ảnh hình răng cưa, hay còn được gọi là aliasing. Bởi vì, các nhiễu ảnh hình răng cưa bao gồm các đường cách đều nhau nên rất dễ phân biệt với các cấu trúc giải phẫu thông thường, do đó hiếm khi chúng hiển thị một hình ảnh không thể chẩn đoán. Tuy nhiên, khi cần khảo sát một cấu trúc giải phẫu nhỏ, cần độ phân giải không gian cao thì cần phải giảm nguy cơ tạo ra xảo ảnh aliasing càng nhiều càng tốt. Nhiễu ảnh aliasing có thể được khắc phục bằng cách làm chậm tốc độ quay của bóng (tức là tăng thời gian quét) hoặc bằng cách giảm pitch.



Hình 8.5. *Nhiễu ảnh aliasing có thể xảy ra khi các cấu trúc dày đặc nằm ở rìa FOV và chỉ hiển thị trên một số góc nhìn nhất định.*

IV. Hiệu ứng đường bờ (*Edge Gradient Effect*)

Hiệu ứng đường bờ tạo ra các nhiễu ảnh dạng vệt hoặc bóng mờ (cả sáng và tối) phát sinh từ các cấu trúc có hình dạng bất thường nhưng lại có sự chênh lệch rõ rệt về tỷ trọng với các cấu trúc xung quanh. Một ví dụ lâm sàng phổ biến là nhiễu ảnh này xuất hiện khi thuốc cản quang đường uống và không khí nằm gần nhau trong dạ dày. Nhiễu ảnh từ hiệu ứng đường bờ phần lớn là không thể tránh khỏi, nhưng phần nào được khắc phục khi sử dụng các lát cắt mỏng hơn. Sử dụng thuốc cản quang đường uống có giá trị HU thấp, ví dụ như Volumen (hợp chất Bari sulfate), hoặc nước (một chất tương phản HU trung tính) thay cho Barit có thể loại bỏ các vệt xảo ảnh từ đường tiêu hóa.

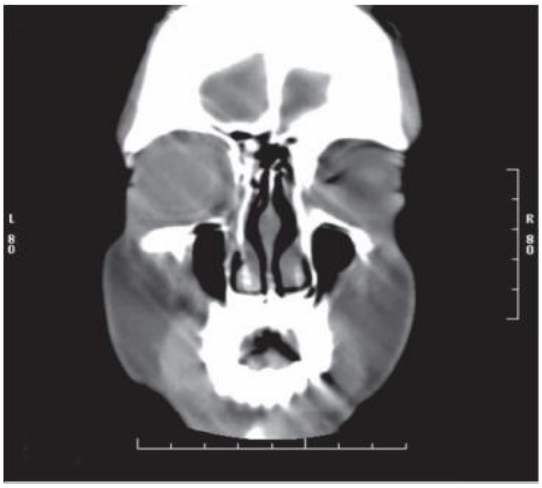


Hình 8.6. *Các bóng mờ không đều ở thùy gan trái (biểu thị bằng mũi tên) trong hình ảnh này là do sự kết hợp của hiệu ứng đường bờ và sự làm cứng chùm tia. Các nhiễu ảnh phát sinh từ sự khác biệt về tỉ trọng giữa không khí và Barit ở trong*

V. Xảo ảnh chuyển động (*Motion Artifact*)

Các nhiễu ảnh do sự chuyển động của bệnh nhân trong quá trình chụp thường xuất hiện dưới dạng bóng mờ, dạng vệt hoặc hình mờ không rõ nét. Các nhà sản xuất đã phát triển nhiều tính năng cho hệ thống máy CLVT để giảm nhiễu ảnh chuyển động như là overscan và chế độ quét một phần, phần mềm hiệu chỉnh và đồng bộ với nhịp tim.

Chuyển động có ý thức có thể được giảm bớt hoặc loại bỏ bằng cách chuẩn bị đầy đủ cho bệnh nhân trước khi chụp. Dành thời gian để giải thích quy trình chụp cho bệnh nhân, nhấn mạnh tầm quan trọng của việc nằm yên và việc hít sâu nín thở trong quá trình chụp để bệnh nhân phối hợp tốt. Sử dụng các dụng cụ hỗ trợ như các miếng đệm lót, dây đai… để cố định tư thế cho bệnh nhân cũng như tạo tư thế thoải mái cho bệnh nhân giúp giảm chuyển động trong quá trình chụp. Trong một số trường hợp bệnh nhân mất ý thức hoặc không tự chủ được, đặc biệt là bệnh nhân nhi, có thể phải sử dụng các phương pháp an thần hoặc gây mê cho bệnh nhân. Giảm thời gian quét ngắn nhất có thể trong chụp cắt lớp vi tính ngực - bụng cũng giúp giảm thiểu xảo ảnh từ chuyển động không ý thức của bệnh nhân. Các protocol chụp tim mạch thường phải sử dụng kết hợp thuốc làm chậm nhịp tim của bệnh nhân nhằm giảm xảo ảnh chuyển động trên hình ảnh.



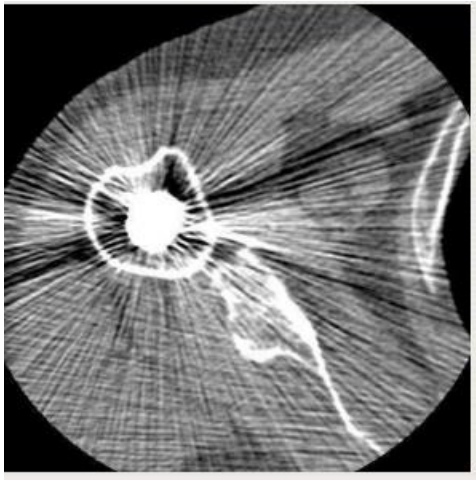
Hình 8.7. *Hình ảnh bóng mờ xuất hiện do sự chuyển động của bệnh nhân trong quá trình chụp.*

VI. Xảo ảnh kim loại

Các vật dụng kim loại nằm trong trường quét sẽ tạo ra các xảo ảnh dạng sọc vệt như tia mặt trời. Chúng xảy ra một phần bởi vì tỷ trọng của kim loại nằm ngoài khoảng giá trị HU mà hệ thống được thiết kế để xử lý. Giới hạn trên của các hệ thống CLVT cũ thường là 1000 HU (của xương). Còn vật dụng bằng kim loại lại có giá trị suy giảm cao hơn 1000 HU. Các hệ thống máy mới hơn đã mở rộng khoảng

giá trị HU lên tới 4000 HU, do đó làm giảm tác động của xảo ảnh kim loại. Tuy nhiên, sự làm cứng chùm tia, hiệu ứng thể tích từng phần, hiệu ứng đường bờ và aliasing đều góp phần tạo nên các xảo ảnh dạng sọc vệt, kết quả của kim loại nằm trong trường quét.

Cách tốt nhất để giảm xảo ảnh kim loại là giảm thiểu sự xuất hiện của kim loại trong trường quét. Yêu cầu bệnh nhân tháo các đồ vật kim loại có thể tháo rời như đồ trang sức trước khi bắt đầu chụp. Đối với chụp chiếu toàn thân, bệnh nhân nên thay trang phục chuyên dụng của bệnh viện để tránh khóa kéo, ghim an toàn… Đối với các vật dụng không thể tháo rời như răng giả, chân tay giả, thiết bị cấy ghép và các kẹp phẫu thuật, có thể chỉnh góc Gantry để loại trừ các nhiễu ảnh. Khi không thể loại bỏ các vật dụng kim loại ra khỏi trường quét, việc tăng thông số đặc biệt là kVp, có thể giúp tăng mức độ đâm xuyên của chùm tia và sử dụng các lát mỏng sẽ giảm xảo ảnh thể tích từng phần.



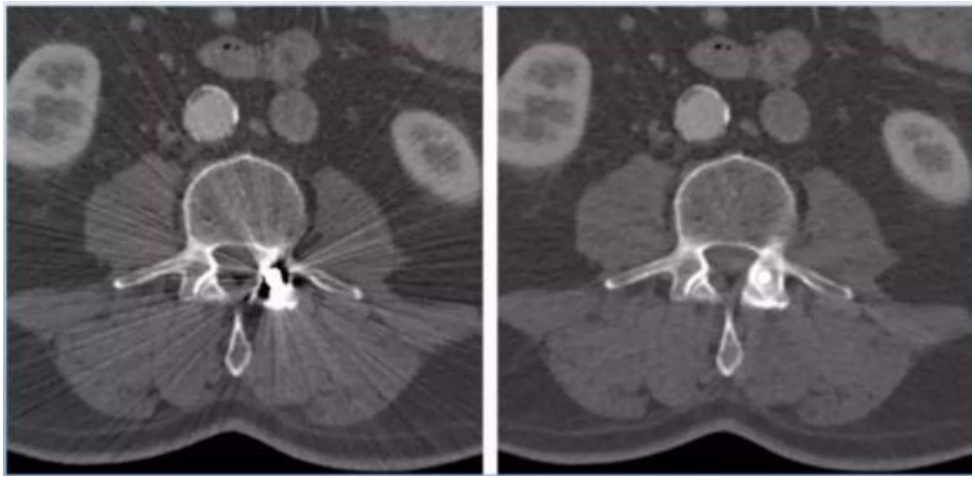
Hình 8.8. *Xảo ảnh kim loại. Xuất hiện nhiều vệt điển hình từ hình ảnh của khớp háng giả (thường gặp trong cấy ghép kim loại lớn).*

VII. Xảo ảnh ngoài trường hiển thị (*Out-of-field artifacts*)

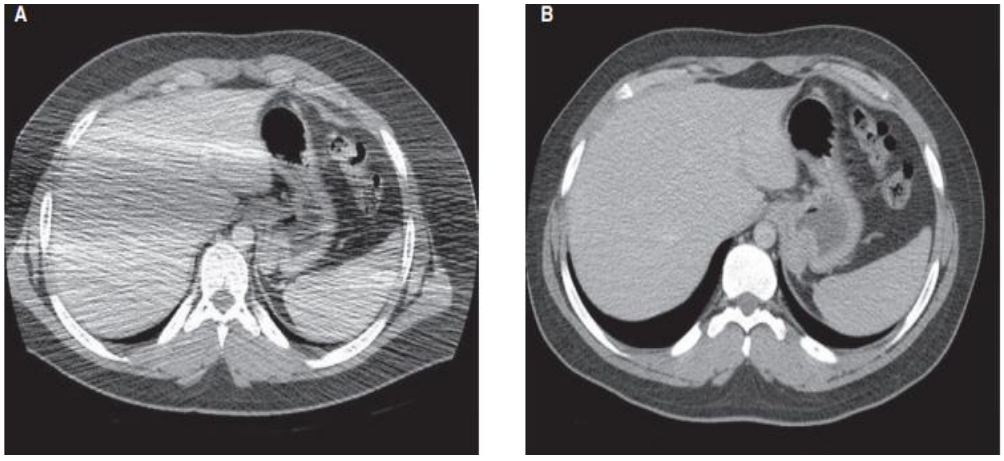
Xảo ảnh ngoài trường hiển thị xuất hiện do có các bộ phận nằm ngoài trường hiển thị SFOV đã chọn. Những xảo ảnh này xảy ra bởi vì các cấu trúc giải phẫu nằm bên ngoài trường hiển thị SFOV làm suy yếu và làm cứng chùm tia X, nhưng bị bỏ qua trong quá trình tái tạo hình ảnh. Một ví dụ lâm sàng phổ biến là khi chụp CLVT bụng mà để cánh tay bệnh nhân dọc theo cơ thể thay vì đưa ra khỏi trường quét. Nếu cánh tay nằm ngoài trường quét, chúng sẽ không xuất hiện trên hình ảnh, nhưng sự hiện diện của chúng có thể tạo ra các xảo ảnh nghiêm trọng trong hình ảnh. Ngoài ra, bệnh nhân béo phì có thể cản trở sự thu nhận tín hiệu của detector,

góp phần tạo nên các xảo ảnh. Xảo ảnh ngoài trường hiển thị xuất hiện dưới dạng vệt và bóng mờ trên hình ảnh.

Nhiễu ảnh ngoài trường hiển thị có thể tránh khi chọn SFOV lớn hơn kích thước bộ phận chụp. Đối với những bệnh nhân béo phì có cơ thể đặc biệt lớn, vượt quá SFOV rộng nhất, xảo ảnh ngoài trường hiển thị là không tránh khỏi. Khuyến khích bệnh nhân đưa tay lên đầu, ra khỏi trường hiển thị cũng sẽ góp phần tránh tạo xảo ảnh.



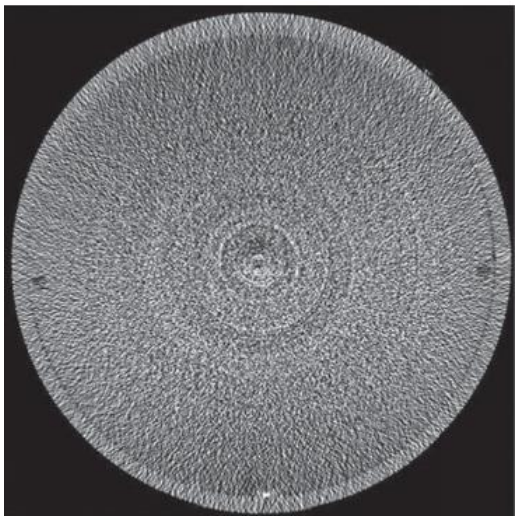
Hình 8.9. *Phương tiện kết hợp xương cột sống tạo ra các nhiễu ảnh dạng vệt sọc (trái) và hình sau khi khắc phục bằng phần mềm (phải).*



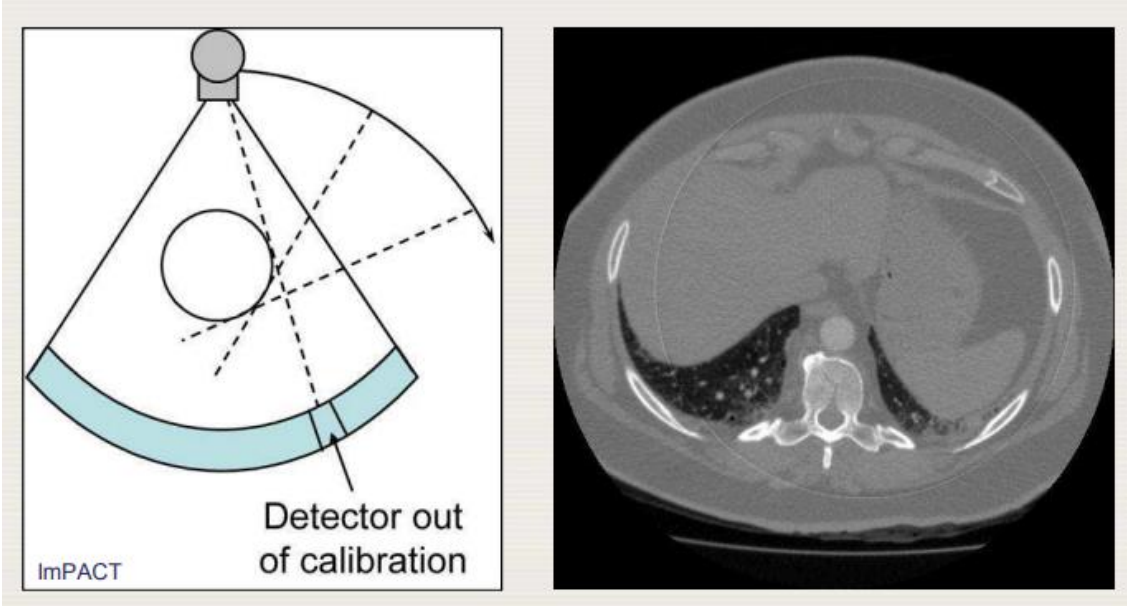
Hình 8.10. *Xảo ảnh ngoài trường hiển thị có thể xuất hiện khi có bộ phận nằm ngoài SFOV. Hình A được chụp khi cánh tay bệnh nhân đặt cạnh bên cơ thể, dẫn đến xảo ảnh và hình B được chụp sau khi cánh tay của bệnh nhân đưa lên để bên ngoài SFOV.*

VIII. Xảo ảnh hình bia bắn (Ring artifact)

Xảo ảnh bia bắn xảy ra với máy CLVT thế hệ thứ ba và xuất hiện trên hình ảnh dưới dạng một hoặc các vòng tròn đồng tâm ở giữa trên trục quay. Chúng được tạo ra bởi các phần tử của detector không hoàn hảo - bị lỗi hoặc đơn giản là không thể hiệu chỉnh. Trong một số trường hợp, các kỹ thuật viên có thể loại bỏ xảo ảnh này bằng cách hiệu chỉnh lại máy quét. Nếu calibration thất bại, báo hãng sản xuất để sửa chữa.



Hình 8.11. *Xảo ảnh hình bia bắn xuất hiện từ một phần tử detector bị lỗi hoặc hiệu chỉnh sai ở máy CLVT thế hệ thứ ba.*



Hình 8.12. *Hình minh họa nhiễu ảnh hình nhẫn (Ring artifact) đơn độc do một hoặc nhiều phần tử đầu dò gặp bị trục trặc. (Trích từ Artifacts in CT: Recognition and Avoidance, Julia F Barrett DOI: 10.1148/rg.246045065)*

IX. Xảo ảnh liên quan đến bóng X quang (Tube arcing)

Một nguyên nhân phổ biến gây ra hiện tượng xảo ảnh này là do sự tăng đột ngột dòng điện không mong muốn (tức là đoản mạch) trong bóng phát tia X. Hiện tượng này tương tự như sự phóng điện điện áp cao. Sự phóng điện có xu hướng xảy ra bất cứ khi nào có sự khác biệt lớn về điện thế, chẳng hạn như trường hợp giữa cực dương và cực âm trong bóng phát tia X. Trong bóng phát tia X, hiện tượng phóng điện có thể xảy ra thông qua các phân tử khí dư hiện diện trong lớp vỏ của bóng phát tia X. Khi tuổi của bóng quá cao, dẫn đến chất lượng của ống chân không giảm và áp suất khí tăng. Sự phóng điện cũng có thể xảy ra thông qua dầu trong vỏ bóng phát tia X. Hiện tượng phóng điện làm mất tạm thời tia X ở đầu ra, điều này làm nhiễu tín hiệu tia X thu được tại các đầu thu, ảnh hưởng đến việc tái tạo hình ảnh và do đó tạo ra các xảo ảnh. Trong giai đoạn đầu, hiện tượng phóng điện có thể không thường xuyên và các xảo ảnh nhỏ bắt đầu xuất hiện trong hình ảnh. Tuy nhiên, khi tuổi của bóng càng lớn, tần số và mức độ nghiêm trọng của sự phóng điện thường tăng lên, dẫn đến hình ảnh có xảo ảnh rõ rệt hơn.

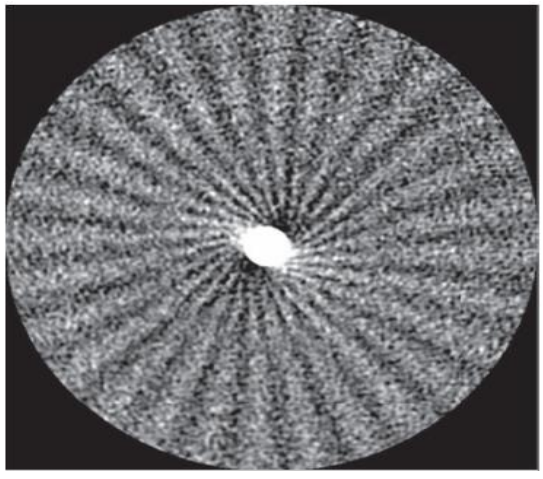
Xảo ảnh do sự phóng điện không có đặc điểm hình ảnh cụ thể. Hiệu ứng của chúng đối với hình ảnh sẽ tùy thuộc về mức độ nghiêm trọng và tần suất của sự phóng điện. Nhiễu ảnh từ sự phóng điện trong bóng phát tia X có thể thay đổi từ một vệt nhỏ đến nhiều vệt kết hợp với nhau. Trong hầu hết các trường hợp hệ thống sẽ xuất hiện thông báo lỗi.

X. Hiệu ứng xoắn ốc và chùm tia hình nón (Helical and cone beam effect)

Chế độ quét xoắn ốc có thể bị ảnh hưởng bởi tất cả các xảo ảnh đã đề cập ở trên. Tuy nhiên, có những xảo ảnh ngoài mong muốn có thể xảy ra trong quá trình quét xoắn ốc do quá trình nội suy và tái tạo hình ảnh. Sự ra đời của chế độ quét xoắn ốc đòi hỏi phương pháp tái tạo hình ảnh mới. Trong chế độ quét xoắn ốc bàn di chuyển liên tục trong quá trình thu thập dữ liệu và do đó cần các thuật toán đặc biệt để tái tạo lại các hình ảnh không trong cùng một mặt phẳng.

Để giải quyết những vấn đề này, các phương pháp nội suy sử dụng các phép đo từ hai phía của mặt phẳng ảnh để tạo ra mỗi ảnh. Phép nội suy này có thể dẫn đến các xảo ảnh, đặc biệt là khi cấu trúc giải phẫu thay đổi nhanh chóng theo trục z. Pitch cao hơn yêu cầu nhiều dữ liệu nội suy hơn và dẫn đến xuất hiện nhiều xảo ảnh hơn. Các xảo ảnh nội suy do quét xoắn ốc dẫn đến sự thiếu chính xác trong tính toán CT number và có thể dễ gây nên xảo ảnh. Cách tốt nhất có thể tránh những xảo ảnh này là sử dụng Pitch thấp bất cứ khi nào có thể.

Quá trình nội suy trở nên phức tạp hơn khi số lượng dãy đầu dò tăng lên. Xảo ảnh cối xay gió xuất hiện trên các hệ thống máy MDCT quét xoắn ốc. Khi số lượng kênh đầu dò tăng lên, cần có độ chuẩn trực rộng hơn và chùm tia X trở thành hình nón thay vì hình quạt. Dữ liệu được thu thập trong mỗi lần thu nhận không tương ứng với một mặt phẳng mà là một hình nón. Điều này có thể dẫn đến xảo ảnh từ hiệu ứng chùm tia hình nón. Chúng tương tự như xảo ảnh thể tích từng phần nếu chúng xảy ra từ các cấu trúc nằm ở rìa của FOV. Chúng xuất hiện một trong 2 dạng vệt hoặc bóng sáng và tối gần các khu vực có sự chênh lệch tỷ trọng lớn (ví dụ: xương và cơ). Xảo ảnh chùm tia hình nón rõ ràng hơn đối với các dãy đầu dò bên ngoài. Chùm tia hình nón càng lớn (tức là càng nhiều kênh đầu dò) thì hiệu ứng càng rõ. Đây là lý do tại sao một số Protocol chụp ở máy 64 dãy đầu dò không sử dụng tất cả các dãy đầu dò có sẵn để thu thập dữ liệu. Trong các protocol mà độ phân giải hình ảnh cao là điều tối quan trọng và tốc độ quét không quan trọng bằng, các protocol có thể được thiết kế để chỉ sử dụng 32 dãy đầu dò trung tâm. Ngoài ra, các nhà sản xuất đã giải quyết vấn đề bằng các thuật toán tái tạo chùm tia hình nón mới và thay thế các kỹ thuật tái tạo tiêu chuẩn thường được sử dụng trên hệ thống SDCT.



Hình 8.13. *Hình xảo ảnh cối xay gió từ phantom CLVT.*

XI. Nhiễu ảnh tái tạo hình ảnh đa mặt phẳng hoặc 3D

Một loạt các nhiễu ảnh có thể xảy ra khi dữ liệu hình ảnh được tái tạo lại để tạo ra hình ảnh ba chiều (3D) hoặc hình ảnh trong các mặt phẳng khác với mặt phẳng được quét ban đầu. Ví dụ: nhiễu ảnh bậc thang hoặc nhiễu ảnh ngựa vằn.

Đảm bảo chất lượng hình ảnh cắt lớp vi tính là một cách tiếp cận có hệ thống để đảm bảo rằng thiết bị CLVT phù hợp theo các tiêu chuẩn đã được thiết lập. Có

nhiều loại nhiễu ảnh trong hình ảnh cắt lớp vi tính. Chúng có thể làm suy giảm chất lượng hình ảnh nên cần xác định các loại và nguyên nhân và hiểu rõ biện pháp khắc phục của chúng. Bảng 8.2 liệt kê các nhiễu ảnh phổ biến nhất, nguyên nhân và cách khắc phục.

Bảng 8.2. *Các nhiễu ảnh trên hình ảnh cắt lớp vi tính.*

Loại	Nguyên nhân	Cách khắc phục
Cứng chùm tia (các vệt mờ, cupping artifact, các vùng mờ tỷ trọng thấp)	Chùm tia X có các tia X năng lượng thấp bị hấp thụ tạo ra chùm tia "cứng" hơn.	Sử dụng bộ lọc (Bow tie filter), hiệu chỉnh và phần mềm hiệu chỉnh (Beam hardening correction software). Tăng kV.
Aliasing	Dữ liệu được thu nhận để tái tạo không đủ.	Nếu đã sử dụng quét một phần, hãy quét lại bằng cách sử dụng vòng hoàn chỉnh. Tăng thời gian quét. Giảm Pitch.
Nhiễu ảnh đường bờ (dạng vệt hoặc bóng mờ (cả sáng và tối) ở khu vực có sự chênh lệch rõ rệt về tỷ trọng như khi barit tiếp xúc với không khí)	Thay đổi góc chùm tia X giữa 2 góc nhìn giống nhau.	Rất khó tránh khỏi. Cắt lát mỏng hơn (giảm một phần). Sử dụng thuốc cản quang đường uống có trị số HU thấp và trung bình thay cho barit.
Chuyển động (bóng mờ, dạng vệt hoặc hình mờ không rõ nét)	Chuyển động có ý thức hoặc không ý thức của bệnh nhân.	Hướng dẫn bệnh nhân hít sâu, nín thở và nhắc bệnh nhân nằm yên. Sử dụng các dụng cụ hỗ trợ: miếng đệm lót; dây đai. Cân nhắc sử dụng thuốc an thần, hoặc gây mê cho bệnh nhân mất ý thức hoặc không tự chủ, đặc biệt là bệnh nhân nhi. Sử dụng thời gian quét ngắn nhất có thể. Sử dụng thuốc làm chậm nhịp tim khi chụp tim mạch.
Nhiễu ảnh kim loại (các sọc vệt như tia mặt trời)	Các vật kim loại xuất hiện trong trường quét.	Loại bỏ các vật thể kim loại ra khỏi SFOV (nếu có thể). Thay đổi góc quét gantry. Tăng yếu tố kỹ thuật, đặc biệt là kVp. Sử dụng các lát mỏng.

Nhiễu ảnh hình bia bắn	Do dãy đầu dò.	Hiệu chỉnh lại máy thường xuyên
Hiện tượng phóng điện trong bóng phát tia X (không có đặc điểm cụ thể, có thể từ 1 vệt đơn lẻ đến lốm đốm nghiêm trọng)	Tăng điện áp trong ống phát tia.	Báo cáo cho kỹ sư hãng.
Nhiễu ảnh do thuật toán nội suy trong chế độ quét xoắn ốc (sự sai lệch nhỏ CT number)	Hình ảnh được tạo ra từ các góc nhìn không trong cùng một mặt phẳng.	Giảm Pitch.
Hiệu ứng chùm tia hình nón (hình cối xay gió)	Chỉ trên MDCT, từ chùm tia X hình nón.	Sử dụng Pitch do nhà sản xuất khuyến cáo.

CÂU HỎI LƯỢNG GIÁ

CHỌN MỘT CÂU TRẢ LỜI ĐÚNG NHẤT

Câu 1. Xảo ảnh trong CLVT, phát biểu nào không đúng?

A. Dùng bộ lọc hình học (bow tie filter).

B. Beam hardening correction software.

C. Calibration correction.

D. Tất cả đều đúng.

Câu 2. Cách khắc phục xảo ảnh hiệu ứng thể tích từng phần?

A. Cắt lát mỏng.

B. Sử dụng trường quét nhỏ

C. Tăng matrix

D. Tất cả đều đúng.

Câu 3. Thế nào là hiệu ứng đường bờ?

A. Là xảo ảnh xuất hiện dạng vệt hoặc bóng mờ phát sinh từ các cấu trúc có hình dạng bất thường nhưng lại có sự chênh lệch rõ rệt về tỷ trọng với các cấu trúc xung quanh.

B. Khi dữ liệu thu thập để tái tạo hình ảnh không đủ (ví dụ pitch quá lớn hay tái tạo với bề dày lát cắt quá dày) sẽ gây ra việc tái tạo không liên tục các góc cạnh của hình ảnh hay các chi tiết nhỏ, tạo ra xảo ảnh hình răng cưa.

C. Các cấu trúc giải phẫu nằm bên ngoài trường hiển thị SFOV làm suy yếu và làm cứng chùm tia X, nhưng bị bỏ qua trong quá trình tái tạo hình ảnh.

D. Hình ảnh dưới dạng một hoặc các vòng tròn đồng tâm ở giữa trên trục quay do các phần tử của detector không hoàn hảo - bị lỗi hoặc đơn giản là không thể hiệu chỉnh.

Bài 9

NGUYÊN LÝ VẬT LÝ CỘNG HƯỞNG TỪ

**** Mục tiêu học tập***

- Hiểu và trình bày được nguyên lý cộng hưởng từ.

- Trình bày được cơ chế tạo ảnh cộng hưởng từ T1w, T2w và PD.

I. Lịch sử phát triển cộng hưởng từ

Lịch sử phát triển của cộng hưởng từ trở ngược lại những năm cuối thế kỷ XIX khi Nikola Tesla, một nhà vật lý người Mỹ gốc Áo-Hungary, tiến hành các thí nghiệm và xây dựng hệ thống lý thuyết về dòng điện xoay chiều và từ trường xoay [1]. Nikola Tesla đã phát triển và chứng minh được sự ưu việt của dòng điện xoay chiều và của từ trường xoay (*Rotating Magnetic Field*), đặt nền tảng cho việc sản xuất các động cơ sử dụng dòng điện xoay chiều sau này. Tên của ông được dùng để đặt tên cho đơn vị từ trường (Tesla Unit) [2]. Một Tesla tương đương với 10.000 Gauss. Các máy cộng hưởng từ có độ lớn của từ trường được đo bằng đơn vị Tesla, với độ mạnh từ trường thay đổi từ 0,2 - 7,0 Tesla, trong đó được sử dụng phổ biến nhất trong y học là hệ thống máy 1,5 - 3 Tesla.

Năm 1937: Giáo sư Isidor I. Rabi của đại học Columbia quan sát hiện tượng các hạt nhân nguyên tử hấp thụ hoặc phát ra các sóng radio khi tiếp xúc với một từ trường đủ mạnh. Isidor I. Rabi được trao giải Nobel về Vật lý năm 1944 [3].

Năm 1946: Felix Bloch, nhà vật lý người Mỹ gốc Thụy Sĩ và Edward Purcell, một nhà vật lý người Mỹ, tái khẳng định hiện tượng cộng hưởng từ. Felix Bloch và Edward Purcell cùng nhận giải Nobel vật lý năm 1952 [4, 5].

Năm 1971: Raymond Damadian, một nhà vật lý làm việc tại Trung tâm y khoa Brooklyn, phát hiện ra tín hiệu của hạt nhân hydro trong tổ chức ung thư khác với tín hiệu của hydro trong mô lành. Ông cũng xác định được nguyên nhân của hiện tượng này là do mô ung thư có chứa nhiều nước hơn mô lành. Phát hiện của Damadian được công bố trên tạp chí Science ngày 19 tháng 3 năm 1971 [6, 7].

Năm 1973: Paul Lauterbur, một nhà hóa học tại đại học State University, New York, tạo ra hình ảnh cộng hưởng từ 2D đầu tiên. Công trình của Lauterbur được công bố trên tạp chí Nature ngày 16 tháng 3 năm 1973 [8]. Paul Lauterbur sau này cùng với Peter Mansfield được trao giải Nobel năm 2003 về sinh lý hoặc y học cho các công trình nghiên cứu của hai ông về cộng hưởng từ [9].

Năm 1977: Raymond Damadian chế tạo máy cộng hưởng từ đầu tiên với sự giúp sức của hai học trò của ông, Michael Goldsmith và Larry Minkoff tại New York's Downstate Medical Center. Raymond Damadian tạo ra hình ảnh cộng hưởng từ đầu tiên của cơ thể người vào năm 1977 [10]. Những thành tựu của Raymond Damadian có ảnh hưởng rất lớn cho sự phát triển của lĩnh vực cộng hưởng từ sau này. Trong cùng thời gian, Peter Mansfield cải thiện các thuật toán của cộng hưởng từ và phát triển kỹ thuật echo-planar, giúp cải thiện tốc độ ghi hình cộng hưởng từ. Peter Mansfield và Paul Lauterbur cùng được trao giải Nobel năm 2003 về sinh lý hoặc y học cho các công trình nghiên cứu của hai ông về cộng hưởng từ.

Năm 1983: Ljunggren và Tweig giới thiệu về k-space [11].

Năm 1986: Le Bihan công bố một bài báo trên tạp chí Radiology về ứng dụng kỹ thuật cộng hưởng từ khuếch tán (*Diffusion Weighted Imaging - DWI*) và kỹ thuật cộng hưởng từ tưới máu (*Perfusion MRI*) [12].

Năm 1987: Phát triển kỹ thuật cộng hưởng từ tim thời gian thực [13, 14].

Năm 1991: Filler và cộng sự mô tả hình ảnh vận chuyển của các hạt oxid sắt từ dọc sợi trục của tế bào thần kinh. Đây là phát hiện đặt nền móng cho kỹ thuật chụp bó thần kinh (*tractography*) sau này [15, 16].

Năm 1993: Cộng hưởng từ chức năng của não (fMRI) được giới thiệu bởi nhóm nghiên cứu của Ogawa [17].

Năm 1994: Máy cộng hưởng từ trong phẫu thuật được phát triển bởi các nhà khoa học của GE và đại học Harvard được cài đặt tại bệnh viện Brigham and Women's Hospital ở Boston [18].

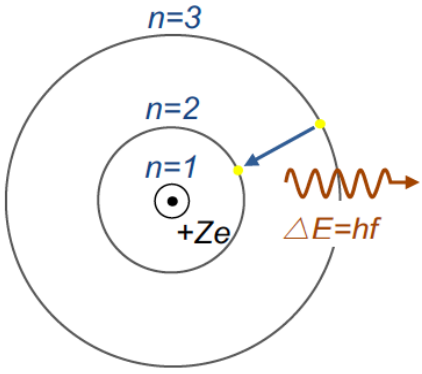
Năm 2017: Máy cộng hưởng từ 7 Tesla được FDA Hoa Kỳ cấp phép sử dụng trên lâm sàng.

Tháng 10/2017: FDA cho phép thử nghiệm cộng hưởng từ 10.5 Tesla trên cơ thể người ở đại học Minnesota, Hoa Kỳ [19].

Những năm cuối thế kỷ XX và đầu thế kỷ XXI, nền y học đã chứng kiến sự phát triển vượt bật của kỹ thuật cộng hưởng từ. Nhiều thế hệ máy cộng hưởng từ mới ra đời với từ trường cao và hệ thống chênh từ mạnh cùng với các kỹ thuật mới như SWI, kỹ thuật thu hình song song, cộng hưởng từ chức năng, cộng hưởng từ phổ, các kỹ thuật cộng hưởng từ mạch máu, các thuật toán tái tạo AI,… giúp nâng cao chất lượng hình ảnh, rút ngắn thời gian chụp đáng kể và khả năng cung cấp nhiều thông tin về hình thái cũng như chức năng. Cộng hưởng từ đã trở thành kỹ thuật chẩn đoán hình ảnh được lựa chọn hàng đầu trong nhiều bệnh cảnh lâm sàng.

II. Nguyên lý cộng hưởng từ hạt nhân

Nguyên tử được cấu tạo bởi hạt nhân nguyên tử và đám mây electron. Hạt nhân nguyên tử chiếm 99,4% khối lượng nguyên tử, được cấu tạo bởi các proton và neutron (gọi chung là các nucleon). Proton và neutron có khối lượng tương đương nhau. Proton mang điện tích dương còn neutron không mang điện tích. Số lượng proton trong mỗi hạt nhân nguyên tử quy định số nguyên tố của nguyên tố đó. Số lượng neutron trong mỗi hạt nhân có thể thay đổi. Đồng vị là những biến thể của cùng một nguyên tố hóa học, trong đó hạt nhân có cùng số proton nhưng khác nhau về số neutron [20, 21].



Hình 9.1. *Mô hình Bohr-Rutherford của nguyên tử Hydro (Z=1). Electron mang điện tích âm chuyển động quanh hạt nhân mang điện tích dương theo các quỹ đạo với các mức năng lượng khác nhau. Khi chuyển đổi giữa các quỹ đạo có các mức năng lượng khác nhau, electron hấp thu (khi chuyển từ quỹ đạo có năng lượng thấp lên quỹ đạo có năng lượng cao) hoặc thải ra (khi chuyển từ quỹ đạo năng lượng cao xuống quỹ đạo có năng lượng thấp) năng lượng điện từ ΔE.*

Số proton trong hạt nhân nguyên tử được gọi là số nguyên tử (số Z), và bằng số electron trong trạng thái nguyên tử trung tính (không ion hóa). Mỗi nguyên tố có một số nguyên tử Z riêng biệt. Số lượng các nucleon (tên gọi chung cho proton và neutron) trong hạt nhân là số khối của nguyên tử (số A). Mỗi đồng vị của một nguyên tố có một số khối riêng biệt. Tên khoa học của các đồng vị được viết với tên của nguyên tố, theo sau là dấu trừ và số nucleon (số proton và neutron, hay số khối A). Ví dụ: Hydro-1, Carbon-12, Phosphor-31, Iod-131…

Trong cơ thể người, nguyên tố hydro chiếm tỷ lệ lớn nhất (63%), tiếp đến là oxy (26%), cacbon (9%), nitrogen (1%) và các nguyên tố vi lượng khác như phospho, calci... Nguyên tố hydro có nhiều đồng vị. Phổ biến nhất là hydro (còn gọi là protium), trong hạt nhân nguyên tử có một proton và không có neutron.

Về mặt lý thuyết, hiện tượng cộng hưởng từ hạt nhân xảy ra ở những nguyên tố có spin hạt nhân không bằng 0, nghĩa là nguyên tố có số proton hoặc neutron là số lẻ đều có thể được sử dụng để tạo hình ảnh cộng hưởng từ.

Do có hàm lượng lớn trong cơ thể người, hydro (protium) được sử dụng phổ biến trong cộng hưởng từ ứng dụng trong y học. Ngoài ra, một số nguyên tố khác như đồng vị ^{13}C, ^{31}P cũng được sử dụng để tạo ảnh cộng hưởng từ nhưng ít phổ biến hơn *(B.9.1)*.

Bảng 9.1. *Các hạt nhân có thể được sử dụng để tạo ảnh cộng hưởng từ.*

Hạt nhân	Số spin hạt nhân	Hệ số hồi chuyển từ γ (10^7 rad s^{-1} T^{-1})	Độ phong phú (%)	Độ nhạy (%)
^{1}H	1/2	26,7522208	99,9885	100
^{13}C	1/2	6,728286	1,070	1,59
^{15}N	1/2	-2,7126189	0,364	0,10
^{19}F	1/2	25,16233	100	83,30
^{31}P	1/2	10,8394	100	6,63

III. Cơ chế tạo ảnh cộng hưởng từ

3.1. Tổng quan

Quá trình chụp cộng hưởng từ có thể khái quát thành bốn giai đoạn chính:

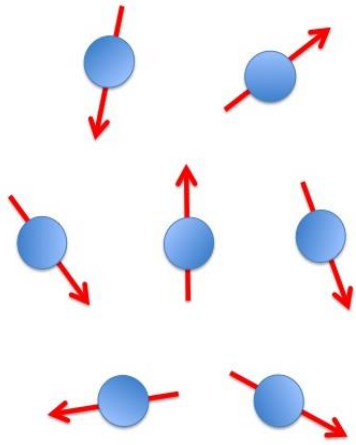
- Chuẩn bị bệnh nhân.
- Đưa bệnh nhân vào máy cộng hưởng từ.
- Phát các chuỗi xung và thu nhận tín hiệu.
- Đưa bệnh nhân ra. Hoàn tất quá trình chụp.

Tín hiệu cộng hưởng từ được tạo nên dựa vào sự tương tác giữa các proton của hạt nhân hydro (gọi tắt là proton) trong cơ thể với từ trường B_0 của máy và với sóng radio (Radiofrequency - RF) do máy cộng hưởng từ phát ra. Có thể chia ra các trạng thái chính của proton qua các giai đoạn:

- Khi ở môi trường tự nhiên (quá trình chuẩn bị bệnh nhân).
- Trong từ trường B_0 (khi đưa bệnh nhân vào máy cộng hưởng từ).
- Tương tác với sóng radio (khi phát sóng radio).
- Thư duỗi (khi tắt sóng radio).

3.2. Proton trong môi trường tự nhiên

Như đã trình bày ở trên, proton mang điện tích dương. Điện tích này được biểu diễn bằng vector F. Do từ trường tự nhiên của trái đất rất nhỏ (0,25 - 0,65 Gauss, tương đương 0,25 - 0,65 microtesla) nên từ trường trái đất không có tác động lên sự sắp xếp của các proton [22]. Kết quả là trong điều kiện tự nhiên các proton sắp xếp ngẫu nhiên theo mọi hướng [23].



Hình 9.2. *Các proton mang điện tích dương được biểu diễn bằng vector F. Trong điều kiện tự nhiên các proton sắp xếp ngẫu nhiên theo mọi hướng.*

Bên cạnh đặc điểm mang điện tích, proton còn có một đặc điểm nữa là liên tục xoay quanh trục của nó (chuyển động *spin*).

3.3. Proton trong từ trường B_0

Khi được đặt vào từ trường mạnh B_0, dưới tác động của từ trường các proton sẽ sắp xếp song song với trục của từ trường B_0 theo hai trạng thái với hai mức năng lượng khác nhau [24]:

- Trạng thái có năng lượng thấp: các proton có năng lượng thấp sẽ sắp xếp ***thuận theo chiều của từ trường B_0.***

- Trạng thái năng lượng cao: các proton có năng lượng cao sẽ sắp xếp ***ngược chiều từ trường B_0.***

Trạng thái có mức năng lượng thấp luôn bền vững hơn trạng thái có mức năng lượng cao. Do đó, số lượng proton sắp xếp thuận chiều từ trường B_0 luôn lớn hơn số lượng proton sắp xếp ngược chiều B_0 với ***tỷ lệ 10.000.007/10.000.000*** [25].

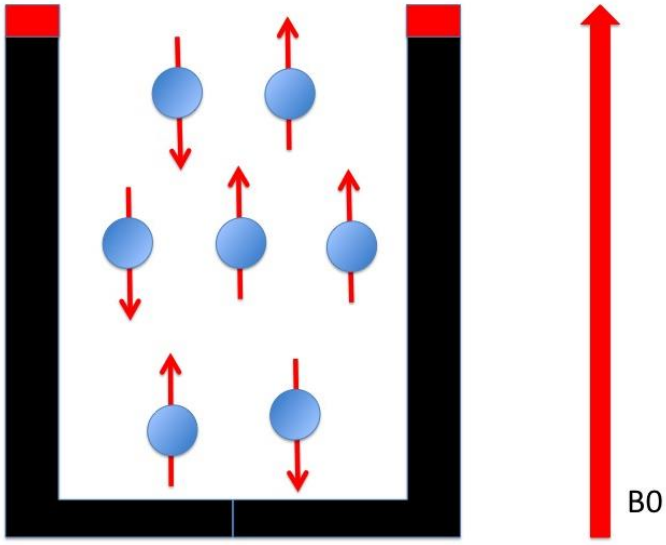
Ở trong từ trường B_0, ngoài chuyển động xoay quanh trục (chuyển động *spin*) proton còn có thêm chuyển động đảo (*precession*) quanh trục của từ trường B_0 theo công thức Lamor: $\boldsymbol{\omega_0=\gamma.B_0}$ [26].

Trong đó:

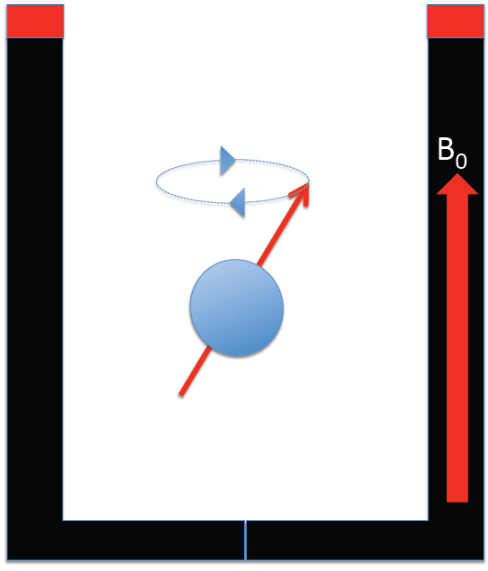
ω_0: Tần số chuyển động đảo của proton.

γ: Hệ số hồi chuyển từ. γ của proton của hydro = 42,5MHz/T.

B_0: Từ trường của máy (Tesla).



Hình 9.3. *Trong từ trường B_0, các proton sắp xếp theo hai trạng thái: thuận chiều từ trường (trạng thái có năng lượng thấp) và ngược chiều từ trường (trạng thái có năng lượng cao). Số lượng proton thuận chiều từ trường luôn lớn hơn số lượng proton ngược chiều từ trường với tỷ lệ* ***10.000.007/10.000.000****.*

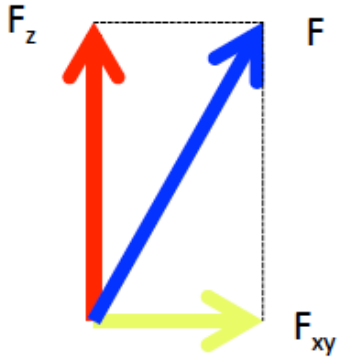


Hình 9.4. *Ngoài chuyển động quanh trục (spin), proton còn có thêm chuyển động đảo (precession) quanh trục từ trường B_0 theo công thức Lamor:* $\boldsymbol{\omega_0=\gamma.B_0}$.

Hình chiếu của vector F trong không gian 3 chiều

Vector F trong không gian 3 chiều có thể phân tích thành hai thành phần: thành phần chiếu trên trục z (F_z) và thành phần chiếu trên mặt phẳng xy (F_{xy}).

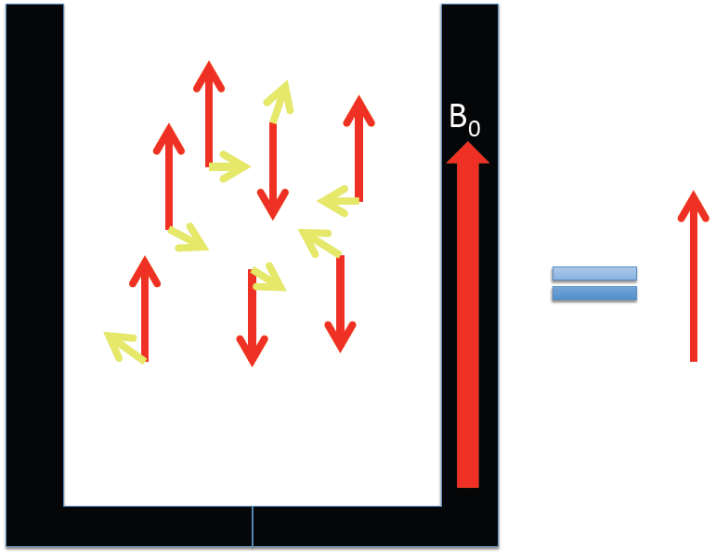
Ta luôn có: $\mathbf{F = F_z + F_{xy}}$



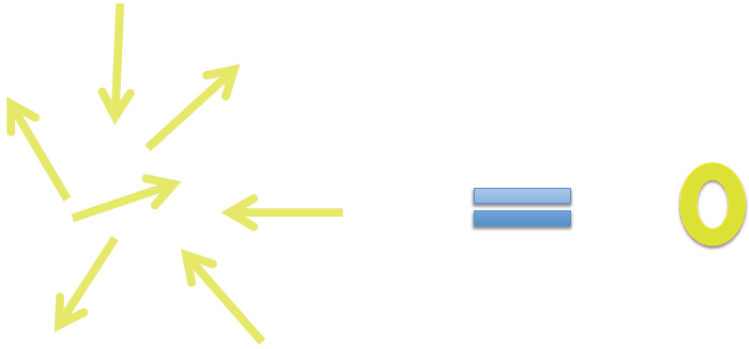
Hình 9.5. *Vector F trong không gian ba chiều. F_z là thành phần chiếu trên trục z, F_{xy} là thành phần chiếu trên mặt phẳng xy. $F=F_z + F_{xy}$*

Như ta đã biết, các vector có chiều ngược nhau sẽ triệt tiêu nhau. Trong mỗi thời điểm bất kỳ, số lượng proton sắp xếp thuận chiều từ trường luôn lớn hơn số lượng proton sắp xếp ngược chiều từ trường, do đó *tổng F_z* luôn lớn hơn 0 và có chiều thuận theo từ trường B_0 *(H.9.6)*.

Trong khi đó, do các proton chuyển động đảo theo các pha khác nhau nên F_{xy} của các proton sắp xếp theo các hướng khác nhau trên mặt phẳng xy. Do các vector ngược chiều nhau sẽ triệt tiêu nhau, kết quả là ta luôn có *tổng F_{xy} = 0* trong bất kỳ thời điểm nào *(H.9.7)*.



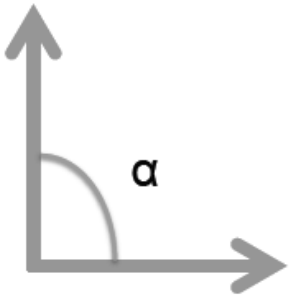
Hình 9.6. *Số lượng proton sắp xếp thuận chiều từ trường luôn lớn hơn số lượng proton sắp xếp ngược chiều từ trường, do đó tổng F_z luôn lớn hơn 0 và có chiều thuận theo từ trường B_0.*



Hình 9.7. *Do các proton chuyển động đảo khác pha nhau nên F_{xy} của các proton sắp xếp theo các hướng khác nhau trên mặt phẳng xy. Do các vector ngược chiều nhau sẽ triệt tiêu nhau, kết quả là ta luôn có tổng F_{xy} bằng 0 trong bất kỳ thời điểm nào.*

3.4. Tương tác với sóng radio

Khi ta phát sóng radio (*Radio Frequency, RF*) với một tần số nhất định sẽ xảy ra hiện tượng cộng hưởng giữa sóng RF và các proton có tần số đảo ω_0 trùng với tần số của sóng radio. Kết quả là một số proton ở trạng thái năng lượng thấp (trạng thái sắp xếp thuận chiều B_0) sẽ nhận năng lượng từ sóng radio và chuyển lên trạng thái có năng lượng cao (trạng thái sắp xếp ngược chiều B_0). Ngoài ra, dưới tác động của sóng RF, các proton bắt đầu chuyển động đảo cùng pha với nhau [36].



Hình 9.8. *Góc lật α.*

Nói một cách khác, sóng RF có hai tác dụng chính:

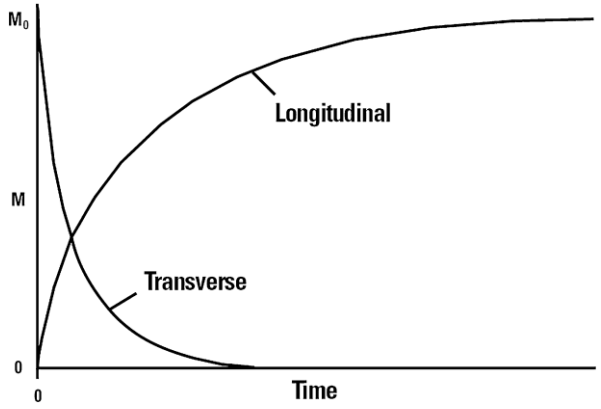
(1) Chuyển một số proton từ trạng thái năng lượng thấp lên trạng thái năng lượng cao. Điều này làm cho số proton sắp xếp thuận theo từ trường B_0 giảm và số lượng proton sắp xếp ngược chiều B_0 tăng lên. Kết quả là thành phần F_z giảm.

(2) Sóng RF còn có tác dụng làm cho các proton bắt đầu chuyển động đảo cùng pha với nhau. Các thành phần F_{xy} lúc này không còn triệt tiêu nhau. Kết quả

của hiện tượng này là vector tổng trên mặt phẳng xy hình thành và lớn hơn 0. Chính sự thay đổi về F_{xy} này sẽ cấu thành tín hiệu của cộng hưởng từ.

Khi F_z giảm bằng 0 đồng thời với F_{xy} tăng lên, ta nói vector từ hóa dọc đã chuyển thành vector từ hóa ngang. Hay nói một cách khác, vector F đã dịch chuyển một góc $\alpha = 90^0$. Góc α gọi là góc lật (*flip angle*).

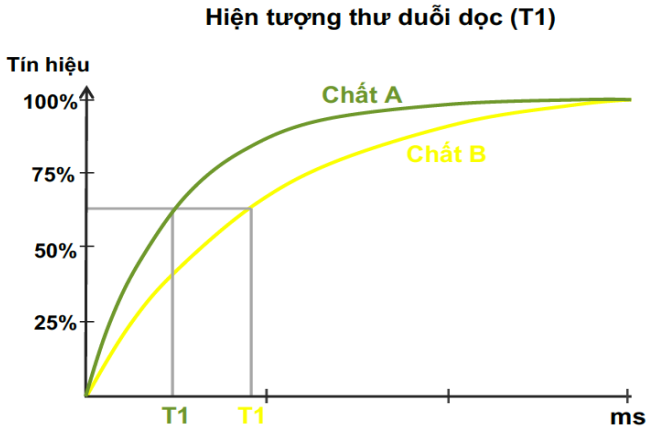
3.5. Thư duỗi dọc và thư duỗi ngang



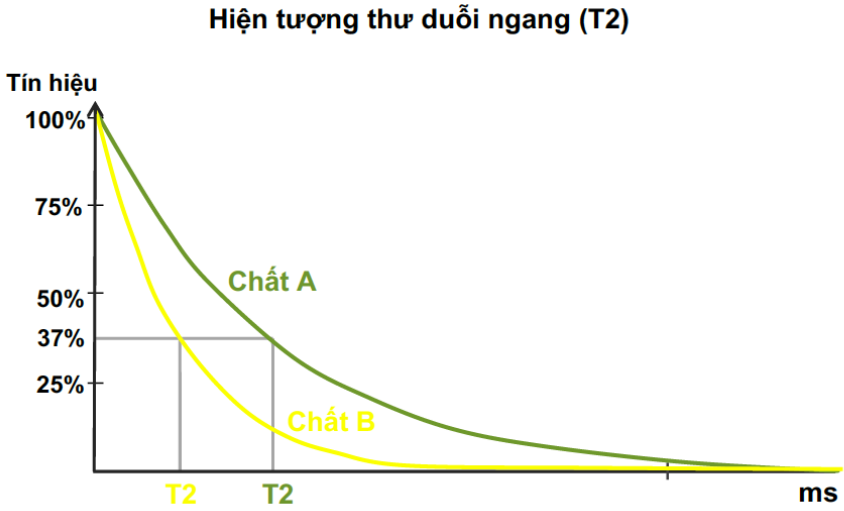
Hình 9.9. *Sự suy giảm từ hóa trên trục dọc (thư duỗi dọc) và trên trục ngang (thư duỗi ngang).*

Sau khi tắt sóng radio, các proton lúc trước nhận năng lượng để chuyển lên trạng thái có năng lượng cao bây giờ sẽ truyền năng lượng ra bên ngoài và trở về trạng thái có năng lượng thấp (trạng thái bền vững hơn). Điều này có nghĩa là số proton sắp xếp thuận chiều từ trường B_0 sẽ tăng dần trở lại và trở nên nhiều hơn số proton ngược chiều từ trường B_0. Kết quả của hiện tượng này là thành phần vector F_z sẽ tăng trở lại và trở về trạng thái ban đầu. Hiện tượng này được gọi là hiện tượng thư duỗi dọc (hay hồi phục từ hóa dọc - *Longitudinal magnetization recovery*). Theo quy ước, thời gian để thành phần vector F_z trở về bằng 63% trạng thái ban đầu được gọi là thời gian thư duỗi dọc T1 (hoặc thời gian hồi phục – *T1 recovery*).

Song song với hiện tượng trên, các proton đang dao động cùng pha dưới tác động của sóng RF bây giờ bắt đầu lệch pha nhau do sự không đồng nhất của từ trường. Các thành phần vector trên mặt phẳng xy bắt đầu triệt tiêu nhau và kết quả là vector tổng F_{xy} sẽ giảm dần. Hiện tượng này được gọi là hiện tượng thư duỗi ngang (hay thoái triển từ hóa ngang - *Transverse magnetization decay*). Theo quy ước, thời gian để thành phần vector F_{xy} giảm còn 37% được gọi là thời gian thư duỗi ngang T2 (hoặc thời gian thoái triển - *T2 decay*).

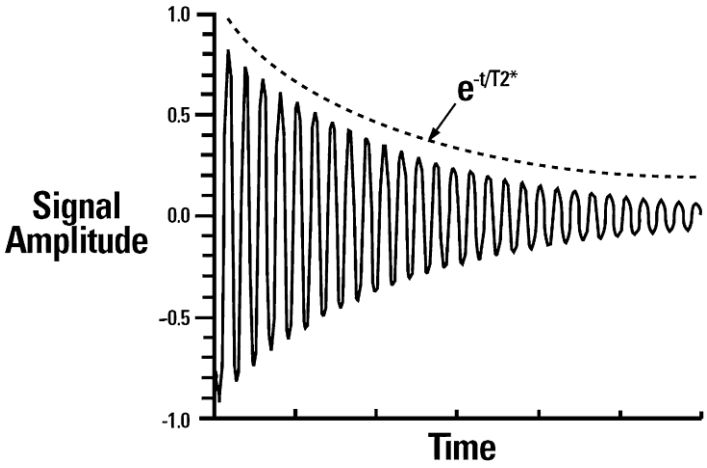


Hình 9.10. *Thời gian thư duỗi dọc (T1). Chất A có thời gian T1 ngắn hơn thời gian T1 của chất B. Do đó, vector từ hóa dọc F_z của proton của chất A trở về trạng thái ban đầu nhanh hơn vector từ hóa dọc F_z của proton của chất B.*



Hình 9.11. *Thời gian thư duỗi ngang (T2). Chất A có thời gian T2 dài hơn thời gian T2 của chất B. Vector từ hóa ngang F_{xy} của chất A sẽ giảm chậm hơn vector từ hóa ngang F_{xy} của chất B.*

Trong cơ thể các chất khác nhau sẽ có thời gian T1 và T2 khác nhau (xem *B.9.2*). Mỡ có thời gian T1 và T2 ngắn, trong khi đó nước có thời gian T1 và T2 dài.



Hình 9.12. *Tín hiệu do vector từ hóa trên mặt phẳng xy (Fxy) tạo ra theo định luật Faraday sẽ giảm dần theo thời gian do hiện tượng thư duỗi ngang. Hiện tượng này gọi là hiện tượng suy giảm cảm ứng tự do (Free induction decay - FID).*

Bảng 9.2*. Thời gian T1 và T2 của một số chất trong cơ thể [27].*

	T1 (ms)	**T2 (ms)**
Dịch não tủy	4000	2000
Chất xám	810	100
Chất trắng	680	90
Gan	420	45
Mỡ	240	85

3.6. T1-weighted, T2-weighted và mật độ proton

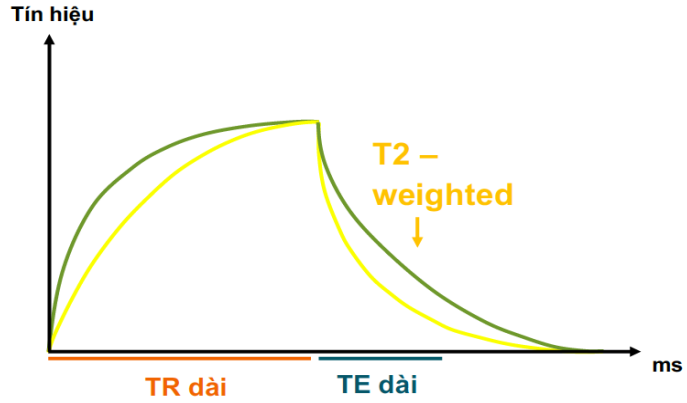
Mỗi chất trong cơ thể có mật độ proton cũng như thời gian thư duỗi dọc (T1) và thư duỗi ngang (T2) khác nhau. Tín hiệu cộng hưởng từ của mỗi chất phụ thuộc và ba yếu tố nói trên.

Sau thời gian T1, vector từ hóa dọc F_z trở về trạng thái ban đầu. Thời gian T1 quy định tốc độ hồi phục của từ hóa dọc của mỗi chất.

Sau thời gian T2, thành phần từ hóa ngang F_{xy} giảm dần về không. Thời gian thư duỗi ngang T2 quy định tốc độ thoái triển của vector từ hóa ngang.

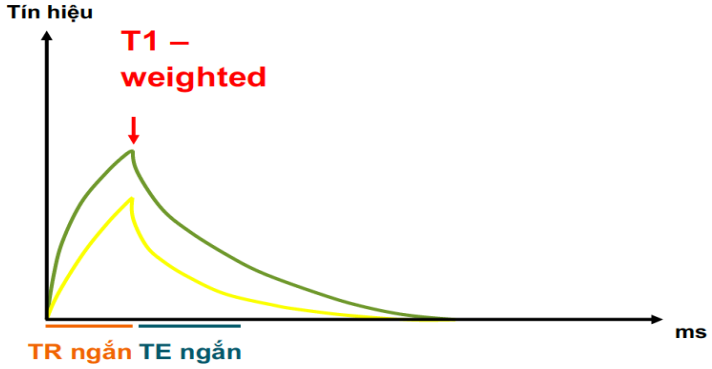
Trong một chuỗi xung tiêu chuẩn, khoảng thời gian giữa hai lần phát sóng radio kế tiếp nhau được gọi là thời gian TR (*Time to Repeat*). Còn khoảng thời gian từ khi phát sóng radio đến khi thu nhận tín hiệu gọi là thời gian TE (*Time to Echo*).

Nếu thời gian TR dài, vector từ hóa dọc của các chất sẽ có đủ thời gian hồi phục hoàn toàn, và do đó hiện tượng từ hóa ở lần phát sóng radio tiếp theo sẽ giống nhau giữa các chất. Lúc này tín hiệu của các chất phụ thuộc vào thời gian thư duỗi ngang (T2): chất nào có thời gian T2 ngắn sẽ có tín hiệu thấp do các vector lệch pha nhanh. Ngược lại, chất nào có T2 dài sẽ có tín hiệu cao hơn do các vector lệch pha chậm hơn. Lúc này ta có hình ảnh *T2-weighted (H.9.13)*.



Hình 9.13. *T2-weighted. Với thời gian TR dài, vector từ hóa dọc của các chất sẽ hồi phục hoàn toàn, do đó, hiện tượng từ hóa của các chất là giống nhau trong lần phát sóng RF tiếp theo. Lúc này tín hiệu của các chất phụ thuộc và thời gian thư duỗi ngang (T2): chất nào có thời gian T2 ngắn sẽ có tín hiệu thấp hơn và ngược lại, chất nào có T2 dài sẽ có tín hiệu cao hơn do các vector lệch pha chậm hơn.*

Nếu thời gian TR ngắn, vector từ hóa dọc của các chất có thời gian T1 dài sẽ không hồi phục đầy đủ. Do đó vector từ hóa ngang của các chất này sẽ thấp trong lần phát sóng RF tiếp theo. Kết hợp với TE ngắn (thời điểm các vector chưa lệch pha), ta có hình ảnh *T1-weighted (H.9.14)*.



Hình 9.14. *T1- weighted. Với thời gian TR ngắn, vector từ hóa dọc của những chất có T1 dài sẽ chưa hồi phục hoàn toàn, do đó sẽ có hiện tượng từ hóa ngang thấp trong lần phát sóng RF tiếp theo.*

Nếu chọn TR dài và TE ngắn, sự khác biệt về thời gian T1 và T2 của các chất sẽ không còn ý nghĩa. Tín hiệu các chất sẽ phụ thuộc chủ yếu vào mật độ proton. Lúc này, ta có hình ảnh mật độ proton (*Proton Density*).

Một cách tóm tắt, ta có chuỗi xung *T1-weighted* khi chọn TR ngắn và TE ngắn, và *T2-weighted* khi TR dài và TE dài. Còn nếu chọn TR dài và TE ngắn ta sẽ có hình ảnh *mật độ proton*.

Bảng 9.3. *T1w, T2w và PD.*

TR ngắn và TE ngắn	T1-*weighted*
TR dài và TE dài	T2-*weighted*
TR dài và TE ngắn	Mật độ proton (PD)

TR được gọi là ngắn khi nhỏ hơn 500ms. Gọi là TR dài khi lớn hơn 1.500ms.

TE ngắn khi nhỏ hơn 30ms. TE dài khi lớn hơn 90ms.

CÂU HỎI LƯỢNG GIÁ

CHỌN MỘT CÂU TRẢ LỜI ĐÚNG NHẤT

Câu 1: Hạt nhân nào sau đây không dùng để tạo ảnh cộng hưởng từ?

A. ^{3}H

B. ^{16}O

C. ^{19}F

D. ^{31}P

Câu 2: Hạt nhân nào được sử dụng rộng rãi nhất để tạo ảnh cộng hưởng từ?

A. ^{1}H

B. ^{3}H

C. ^{23}Na

D. ^{31}P

Câu 3: Proton trong từ trường B_0 có các loại chuyển động nào?

A. Chuyển động xoay và chuyển động tịnh tiến.

B. Chuyển động tịnh tiến và chuyển động zig zag.

C. Chuyển động zig zag và chuyển động đảo.

D. Chuyển động đảo và chuyển động xoay.

Câu 4: Phát biểu nào sau đây KHÔNG đúng?

A. Số lượng proton sắp xếp thuận chiều từ trường luôn lớn hơn số lượng proton sắp xếp ngược chiều từ trường.

B. Sóng RF (Radio frequency) có tác dụng làm cho các proton bắt đầu chuyển động đảo cùng pha với nhau.

C. Thời gian để thành phần vector F_z trở về bằng 63% trạng thái ban đầu được gọi là thời gian thư duỗi dọc T1.

D. Thời gian để thành phần vector F_z giảm còn 37% được gọi là thời gian thư duỗi ngang T2.

Câu 5: Chuỗi xung T1-weighted thu được trong trường hợp nào sau đây?

A. TR > 1500ms; TE > 90ms.

B. TR < 500ms; TE > 90ms.

C. TR < 500ms; TE < 30ms.

D. TR > 1500ms; TE < 30ms.

BÀI 10

CẤU TẠO MÁY CỘNG HƯỞNG TỪ - AN TOÀN CỘNG HƯỞNG TỪ - THUỐC ĐỐI QUANG TỪ

**** Mục tiêu học tập***

- Trình bày được các thành phần của máy chụp cộng hưởng từ.

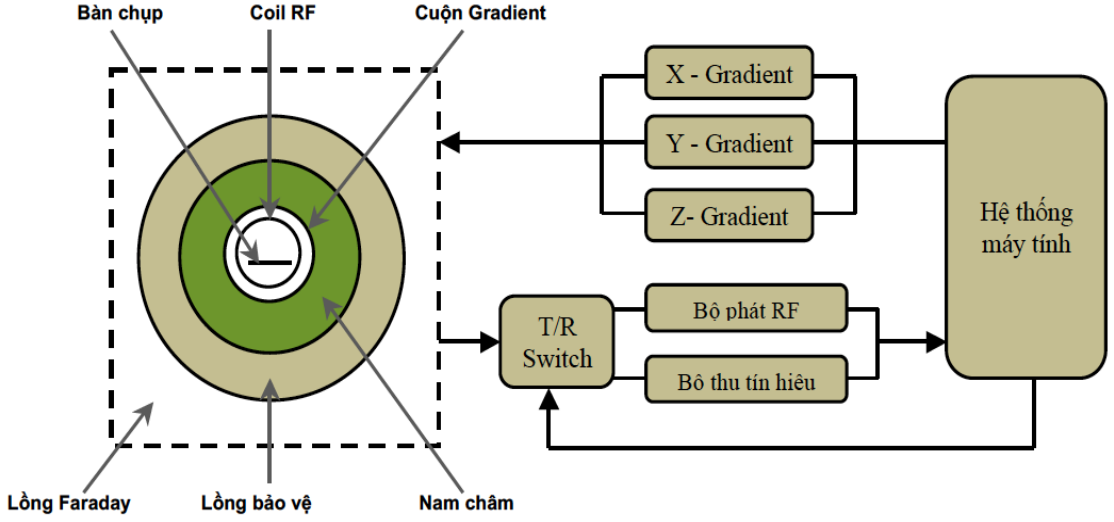
- Hiểu và ứng dụng các nguyên tắc an toàn cộng hưởng từ trong thực tế.

- Trình bày được phân loại thuốc đối quang từ và các nguyên tắc về an toàn thuốc đối quang từ.

I. Cấu tạo máy cộng hưởng từ

Một máy cộng hưởng từ có các bộ phận chính sau *(H.10.1)*:

- Nam châm.
- Hệ thống phát sóng radio.
- Hệ thống chênh từ.
- Hệ thống thu tín hiệu.



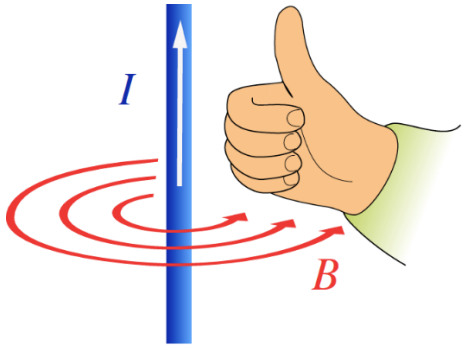
Hình 10.1. *Sơ đồ cấu tạo máy cộng hưởng từ.*

1.1. Nam châm

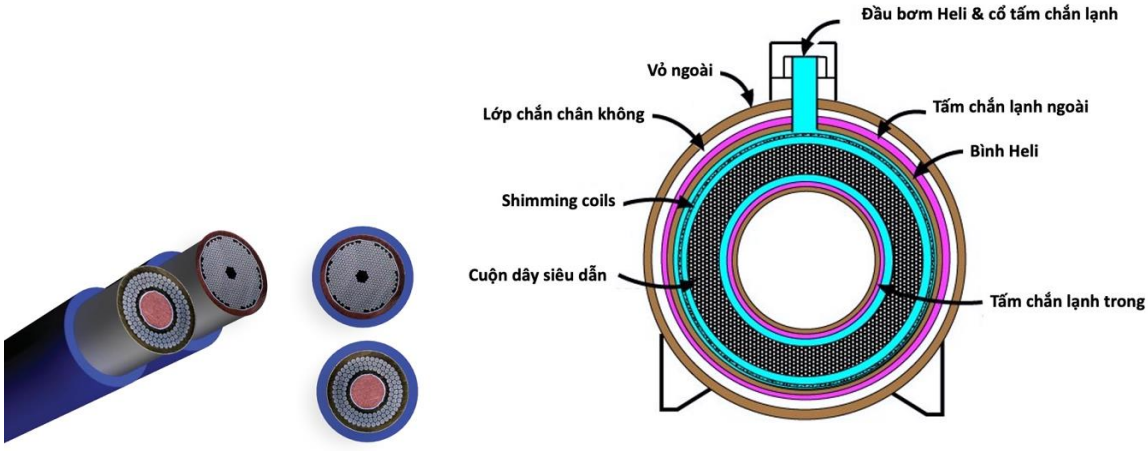
Nam châm là thành phần quan trọng nhất của máy cộng hưởng từ. Có nhiều loại nam châm được sử dụng, trong đó phổ biến hiện nay là nam châm siêu dẫn (*superconducting magnet*) với từ lực khoảng 1,5 - 3 Tesla. Nam châm vĩnh cửu (*permanent magnet*) hoặc nam châm điện trở (*resistive magnet*) ngày nay ít được sử dụng do có từ lực thấp và không ổn định.

Một cách tóm tắt, nam châm siêu dẫn là những cuộn dây siêu dẫn niobium-titanium hoặc niobium-tin được làm lạnh với heli lỏng hoặc nitơ lỏng. Việc làm lạnh

các cuộn dây siêu dẫn tạo điều kiện cho dòng điện truyền qua cuộn dây với trở kháng rất thấp. Dòng điện truyền qua cuộn dây siêu dẫn sẽ tạo nên một từ trường B_0 dọc theo trục cuộn dây theo định luật Ampe (quy tắc bàn tay phải).

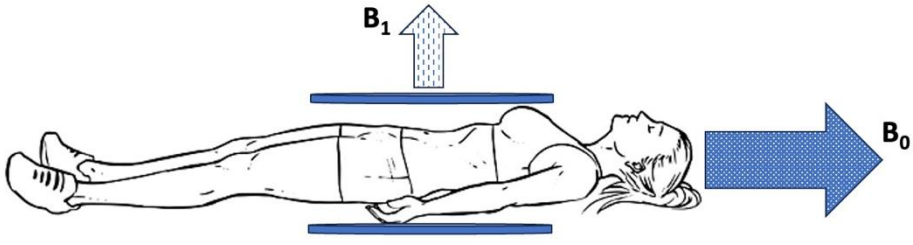


Hình 10.2. *Định luật Ampe. Dòng điện truyền qua cuộn dây siêu dẫn sẽ tạo nên một từ trường dọc theo trục cuộn dây (quy tắc bàn tay phải)* [29].



Hình 10.3. *Các cuộn dây siêu dẫn niobium-tin (hình trái) và sơ đồ cấu tạo nam châm siêu dẫn với các cuộn dây siêu dẫn trong bình heli lỏng (hình phải).*

1.2. Hệ thống phát sóng RF



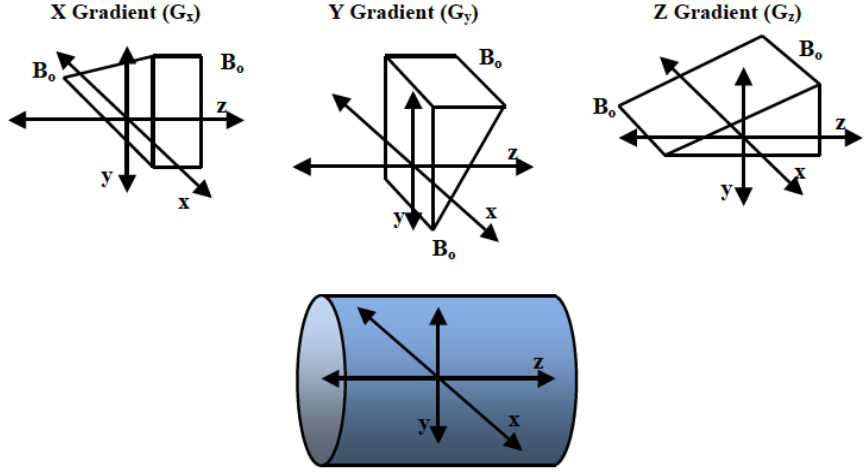
Hình 10.4. *Hệ thống phát sóng RF (RF transmit coils) tạo ra từ trường B_1 vuông góc với từ trường B_0.*

Một bộ phận quan trọng khác của máy cộng hưởng từ là hệ thống phát sóng RF (*RF transmit coils*). RF coils là các cuộn dây, khi có dòng điện xoay chiều chạy qua sẽ tạo ra một từ trường xoay B_1 vuông góc với từ trường chính B_0. Khi tần số của từ trường xoay B_1 có cùng tần số đảo với các proton, sẽ xảy ra hiện tượng cộng hưởng và làm thay đổi vector từ hóa. RF coils chỉ được bật lên trong các khoảng thời gian rất ngắn (tính bằng ms) gọi là các xung RF. Bằng cách điều chỉnh thời gian hoặc cường độ của các xung này, vector từ hóa của proton có thể đảo với các góc khác nhau (góc lật).

1.3. Hệ thống chênh từ

Hệ thống chênh từ được sử dụng để thay đổi từ trường B_0 trong không gian ba chiều, qua đó các vùng, hoặc các lát cắt khác nhau có thể được chọn lựa để tạo ảnh.

Hệ thống chênh từ bao gồm ba cuộn dây (Helmholtz pair) được thiết kế để thay đổi từ trường theo ba hướng x, y và z. Mỗi cuộn dây khi có dòng điện chạy qua sẽ tạo ra một từ trường phụ. Từ trường phụ này cộng vào từ trường B_0 và làm thay đổi B_0 một cách tuyến tính. Nói một cách khác, các cuộn chênh từ làm cho B_0 thay đổi một cách tuyến tính trên mỗi trục trong không gian ba chiều với một đầu có từ trường cao hơn đầu kia.



Hình 10.5. *Hệ thống chênh từ bao gồm ba cuộn dây được thiết kế để thay đổi từ trường theo ba hướng x, y và z.*

Cuộn chênh từ theo trục z tạo ra sự thay đổi từ trường B_0 theo trục chiều dài cơ thể bệnh nhân (trục z). Sự thay đổi này tạo nên sự thay đổi tần số đảo của các proton theo trục z. Ví dụ khi bật gradient với từ trường tăng dần từ phía chân lên đầu, các proton ở những vị trí phía chân bệnh nhân sẽ có tần số đảo thấp hơn các proton phía

đầu bệnh nhân. Điều ngược lại xảy ra nếu ta bật cuộn chênh từ theo hướng ngược lại. Lúc này, ta có thể chọn lựa lát cắt (*slice*) bằng cách phát sóng RF có tần số trùng với tần số đảo của các proton tại vị trí lát cắt ta muốn ghi hình. Do đó, cuộn chênh từ trên trục z còn được gọi là cuộn chênh từ chọn lát cắt (*slice-select gradient*).

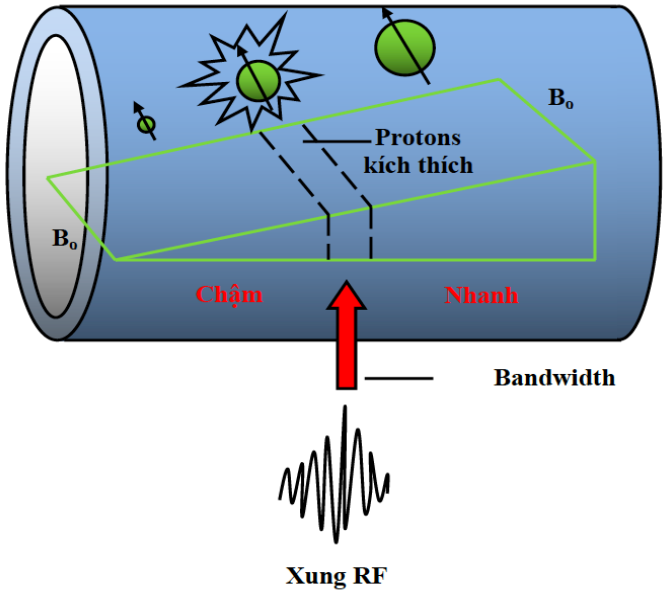
Nguyên tắc tương tự được áp dụng cho hai trục còn lại trong không gian ba chiều: trục x và trục y. Trong đó, cuộn chênh từ trên trục x được gọi là cuộn chênh từ mã hóa tần số (*frequency-encoding gradient*) và cuộn chênh từ trên trục y được gọi là cuộn chênh từ mã hóa pha (*phase-encoding gradient*).

Cuộn chênh từ có một số thông số kỹ thuật quan trọng:

1. Cường độ cuộn chênh từ: đo bằng milliTesla/m. Là đại lượng thể hiện độ mạnh của cuộn chênh từ.

2. Rise time: thời gian bật cuộn chênh từ đến khi có được từ trường mong muốn. Tính bằng mili giây (ms).

3. Slew rate: tính bằng tỷ số cường độ cuộn chênh từ trên rise time. Một cuộn chênh từ mạnh có slew rate #120 milliTesla/m.ms.

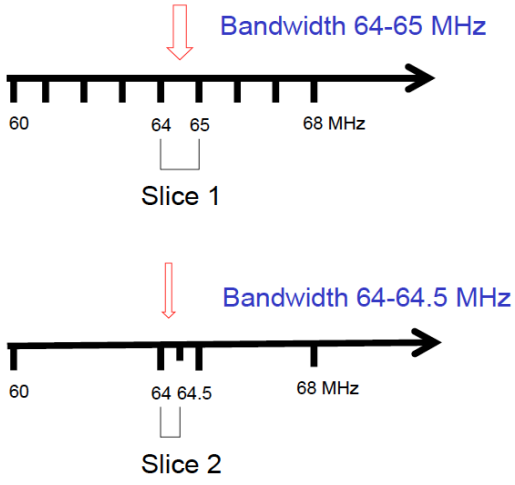


Hình 10.6. *Chọn lát cắt (Slice selection). Cuộn chênh từ theo trục z tạo ra sự thay đổi từ trường B_0 theo trục chiều dài cơ thể bệnh nhân (trục z). Sự thay đổi này tạo nên sự thay đổi tần số đảo của các proton theo trục z. Ta có thể chọn lựa lát cắt (slice) bằng cách phát sóng RF có tần số trùng với tần số đảo của các proton tại vị trí lát cắt ta muốn ghi hình.*

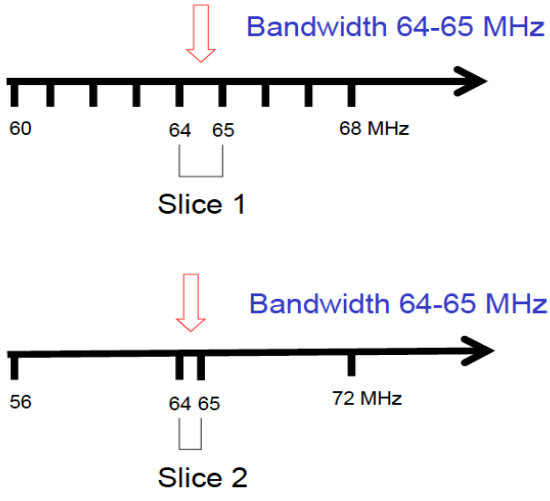
Độ dày lát cắt trong cộng hưởng từ

Có hai cách để chọn độ dày lát cắt: thay đổi độ rộng của dải tần số (bandwidth) sóng RF hoặc thay đổi độ chênh từ.

1. Thay đổi độ rộng của dải tần số của sóng RF *(H.10.7)*
   a. Bandwidth rộng → lát cắt dày.
   b. Bandwidth hẹp → lát cắt mỏng.
2. Thay đổi độ chênh từ *(H.10.8)*
   a. Độ chênh từ cao → lát cắt mỏng.
   b. Độ chênh từ thấp → lát cắt dày.

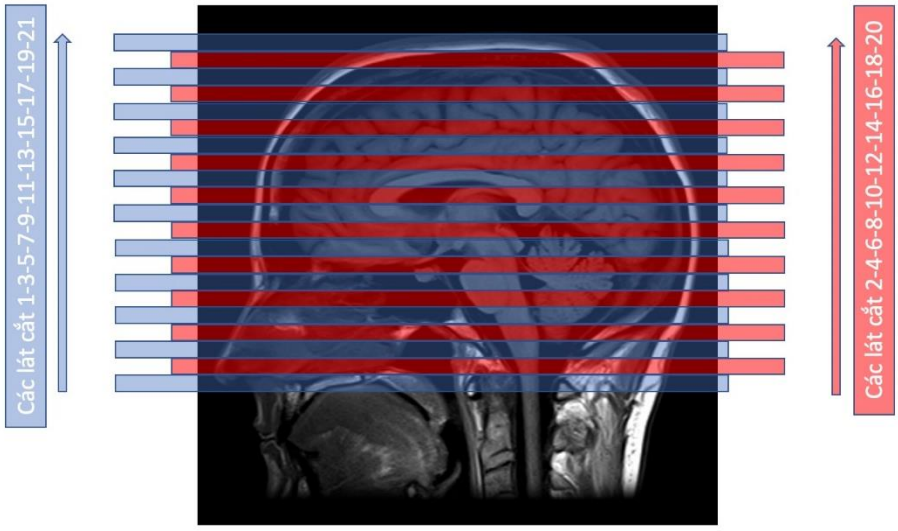


Hình 10.7. *Thay đổi độ rộng dải tần số của sóng RF sẽ làm thay đổi độ dày lát cắt được chọn. Chú ý: độ chênh từ không thay đổi.*



Hình 10.8. *Thay đổi cường độ cuộn chênh từ sẽ làm thay đổi độ dày lát cắt được chọn. Chú ý: bandwidth không thay đổi.*

Hiện tượng xảo ảnh do kích thích chéo (*cross-talk*) giữa các proton trên các lát cắt gần nhau có thể xảy ra nếu các lát cắt được ghi hình kế tiếp nhau. Để tránh hiện tượng này có thể duy trì các khoảng hở (*gap*) giữa các lát cắt hoặc ghi hình các lát cắt cách quãng 1-3-5-7-9-11/2-4-6-8-10-12 (*interleaved acquisition*).



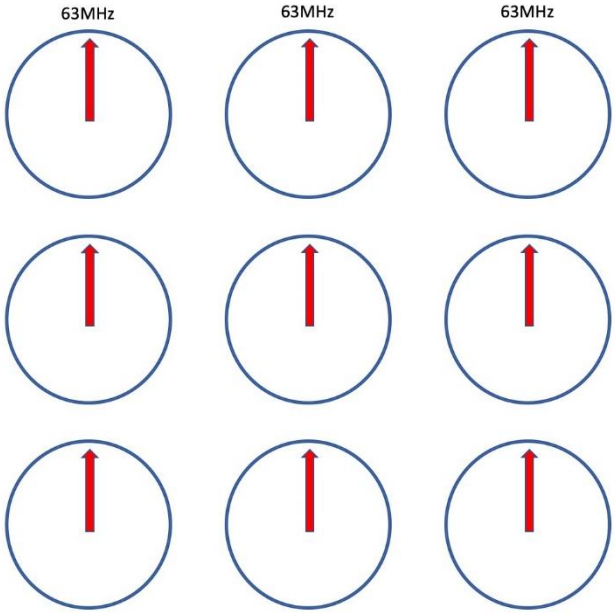
Hình 10.9. *Phương pháp ghi hình các lát cắt cách quãng (interleaved acquisition) để tránh hiện tượng cross-talk.*

Mã hóa tần số (frequency-encoding) và mã hóa pha (phase-encoding)

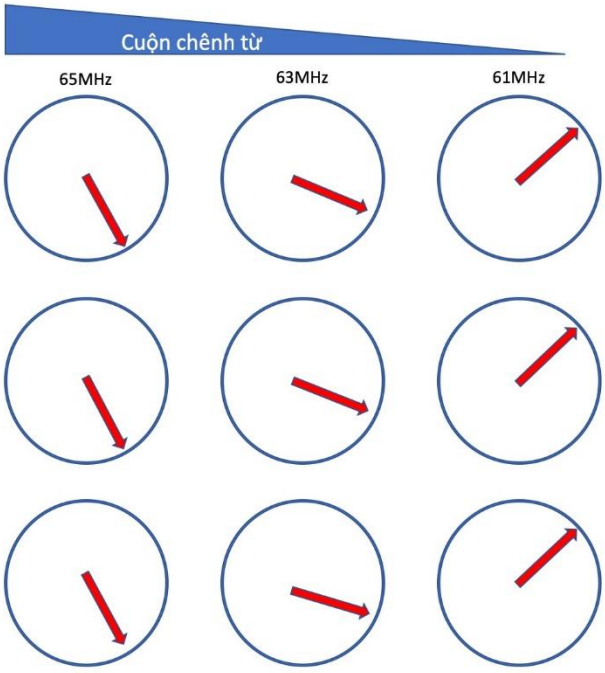
Sau khi cuộn chênh từ trên trục z được bật để chọn lát cắt, sự định vị trong mỗi lát cắt được thực hiện thông qua sự mã hóa tần số (thường theo trục x) và mã hóa phase (thường theo trục y).

Trước khi các cuộn chênh từ mã hóa tần số và mã hóa phase được bật, các proton trong một lát cắt có tần số đảo hoàn toàn giống nhau (Ví dụ ở *H.10.10* các proton đều có tần số đảo là 63MHz). Khi cuộn chênh từ mã hóa tần số theo trục x được bật lên, tần số đảo của các proton sẽ thay đổi một cách tuyến tính trên trục x (*H.10.11*). Lúc này, mỗi proton trên mỗi vị trí của trục x sẽ có một tần số khác nhau. Sự thay đổi này được gọi là mã hóa tần số (*frequency-encoding*).

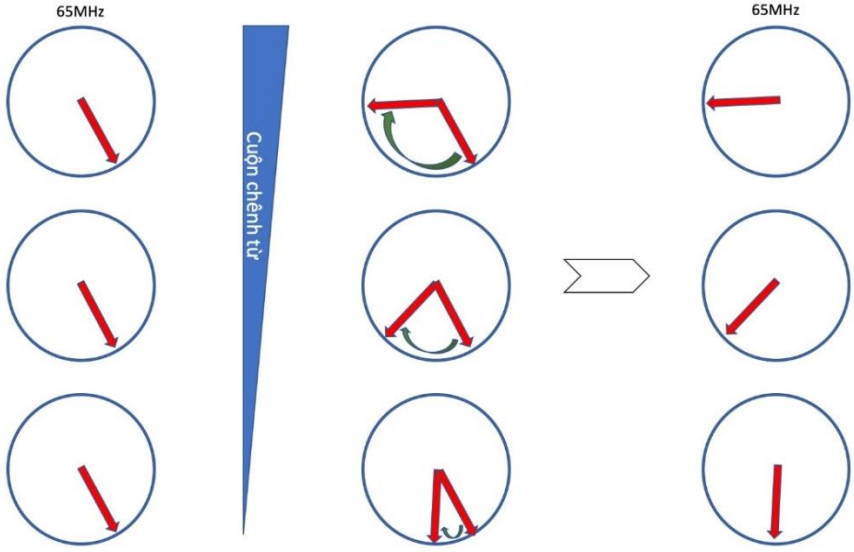
Tiếp theo, cuộn chênh từ trên trục y được bật lên và duy trì trong một thời gian ngắn. Điều này sẽ làm thay đổi phase của các proton trên trục y. Lúc này các proton sẽ có chuyển động đảo khác phase nhau mặc dù vẫn duy trì cùng một tần số (*H.10.12*). Sự thay đổi này được gọi là mã hóa phase (*phase-encoding*).



Hình 10.10. *Các proton trong một lát cắt có tần số đảo giống nhau trước khi cuộn chênh từ mã hóa tần số được bật.*

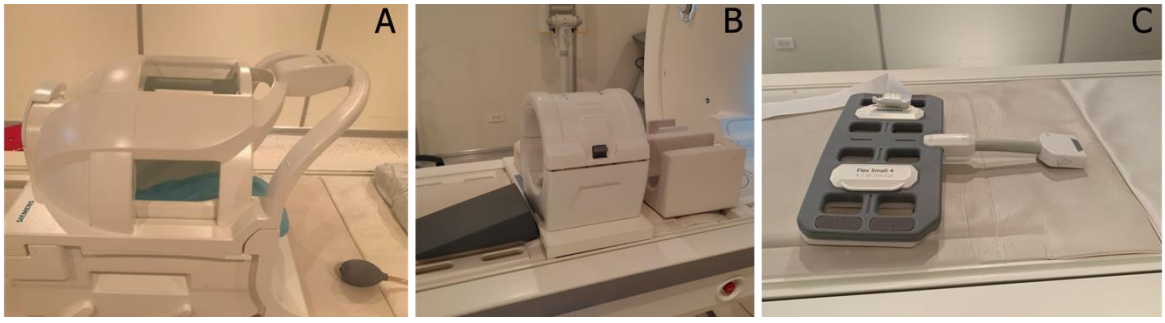


Hình 10.11. *Sau khi bật cuộn chênh từ mã hóa tần số theo trục x, tần số đảo của các proton sẽ thay đổi một cách tuyến tính trên trục x.*



Hình 10.12. *Cuộn chênh từ trên trục y được bật lên và duy trì trong một thời gian ngắn. Điều này sẽ làm thay đổi phase của các proton trên trục y.*

1.4. Hệ thống thu tín hiệu



Hình 10.13. *Các loại coils khác nhau. A: Coil sọ não, B: Coil gối, C: Surface coil.*

Một bộ phận quan trọng khác của máy cộng hưởng từ là bộ phận thu tín hiệu. Bộ thu tín hiệu (*coils*) có thể là các cuộn dây tách biệt hoặc tích hợp với các RF transmit coils. Sự thay đổi vector từ hóa của các proton tạo ra dòng điện cảm ứng (*induced current*) trong các bộ thu nhận theo định luật cảm ứng Faraday. Các tín hiệu điện này sẽ được thu nhận, khuếch đại, số hóa và xử lý để trích xuất các thông tin về tần số (*frequency*) và pha (*phase*).

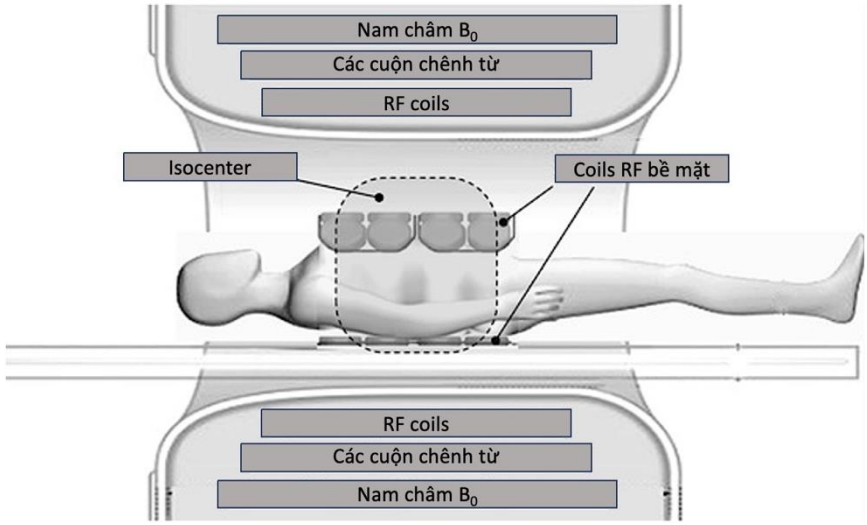
Bộ phận thu tín hiệu cơ bản bao gồm:

- Cuộn dây nhận tín hiệu (*receiver coil*). Thông thường cuộn dây nhận tín hiệu và cuộn dây phát tín hiệu của hệ thống phát sóng RF được thiết kế trên cùng một cuộn dây. Nói một cách khác, cuộn dây (coil) này có chức năng kép: đồng thời phát sóng RF và thu tín hiệu cộng hưởng từ.

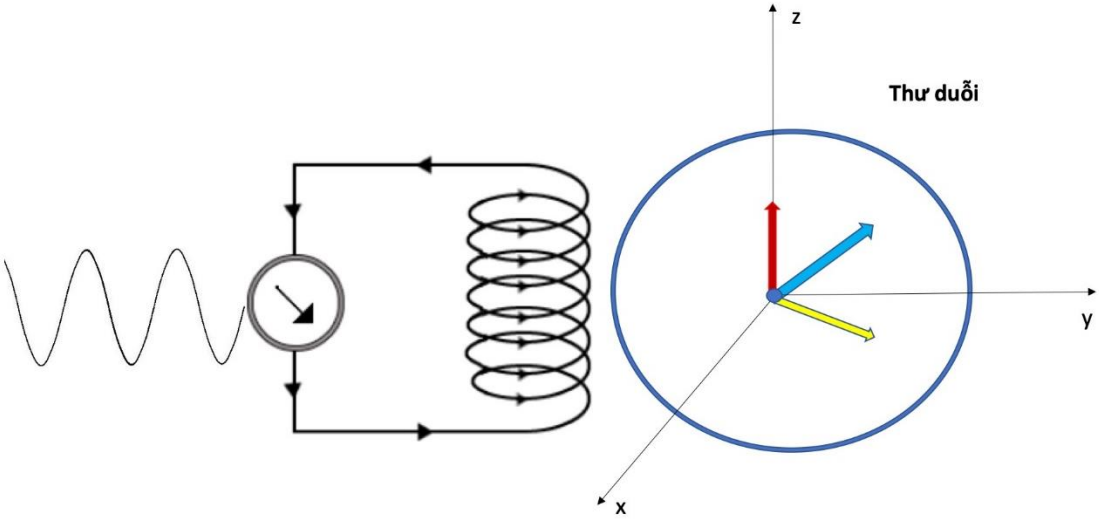
- Bộ phận khuếch đại (*amplifier*): do cường độ tín hiệu thu được rất thấp nên tín hiệu cần được khuếch đại trước khi được xử lý.

- Bộ phận số hóa (*analog-to-digital converter*) chuyển đổi tín hiệu thu được dưới dạng analog sang tín hiệu số (*digital*) để xử lý.

Thu nhận tín hiệu



Hình 10.14. *Sơ đồ minh họa các cuộn chênh từ, RF coils và coils bề mặt.*



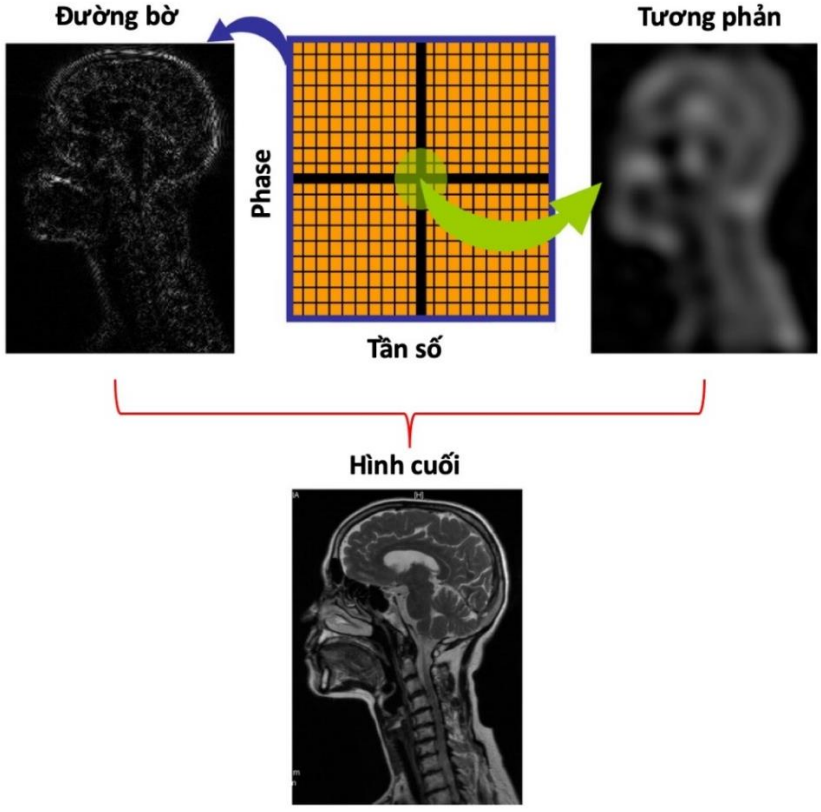
Hình 10.15. *Sự thay đổi vector từ hóa sẽ tạo ra một dòng điện trong các cuộn thu theo định luật cảm ứng Faraday.*

Sự thay đổi liên tục của vector từ hóa sẽ tạo ra một dòng điện cảm ứng trong các cuộn dây nhận tín hiệu theo định luật cảm ứng Faraday. Các cuộn dây thu nhận tín hiệu chỉ nhạy với sự thay đổi của vectơ từ hóa ngang trên mặt phẳng xy. Các

cuộn dây hình cầu (cuộn dây phân cực tròn) bao gồm ít nhất hai cuộn dây có trục vuông góc với nhau (và cả hai cùng vuông góc với trục B_0). Chúng có tín hiệu tốt hơn so với cuộn RF tuyến tính.

Fourier transformation và k-space

Tín hiệu máy cộng hưởng từ thu được sẽ được chuyển đổi bằng thuật toán chuyển đổi Fourier. Fourier là một thuật toán được đặt tên theo Joseph Fourier (1768 - 1830), một nhà vật lý và toán học người Pháp. Fourier đã chứng minh rằng, các tín hiệu phức tạp có thể được biểu diễn bằng nhiều biểu đồ đơn giản hình sin. Nói một cách khác, tín hiệu cộng hưởng từ ở trường thời gian (*time domain*) có thể được phân tách ra thành các sóng với tần số, pha và cường độ khác nhau (trường tần số - *frequency domain*). Các tín hiệu này sẽ được lưu trữ trong *k-space*.



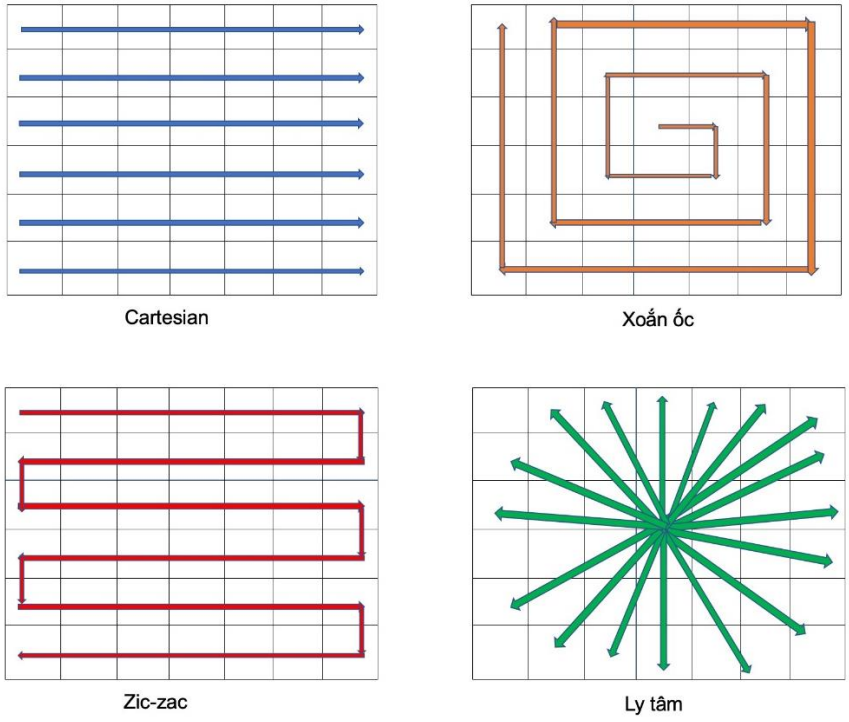
Hình 10.16. *Sơ đồ mô tả k-space và các hình ảnh tương ứng với thông tin lưu trữ ở mỗi vùng của k-space. Trung tâm k-space lưu giữ thông tin về hình thái đại thể và tương phản mô, trong khi đó vùng ngoại vi lưu giữ thông tin về phân giải không gian (các chi tiết, cấu trúc nhỏ).*

K-space được giới thiệu lần đầu tiên bởi Likes năm 1979. Một cách tóm tắt, *k-space* là một ma trận lưu giữ các tín hiệu đã được số hóa do máy cộng hưởng từ

thu được trong quá trình thu tín hiệu (*data acquisition*). Khi *k-space* đầy (ở cuối quá trình thu tín hiệu), các dữ liệu trong *k-space* sẽ được xử lý để tạo nên ảnh cộng hưởng từ. Nói một cách khác, *k-space* lưu trữ dữ liệu thô (*raw data*) trước khi được xử lý và tái cấu trúc để tạo nên ảnh cộng hưởng từ [30].

Trục x của ma trận *k-space* tương ứng với tần số, còn trục y tương ứng với phase (hoặc ngược lại). Trung tâm ma trận lưu giữ thông tin về hình thái đại thể và tương phản mô, còn ngoại vi ma trận lưu giữ thông tin về phân giải không gian (các chi tiết, cấu trúc nhỏ) [31].

Có nhiều kiểu lưu dữ liệu (*filling*) trong *k-space*. Phương pháp cổ điển lưu theo từng hàng thứ tự (phương pháp Cartesian). Ngoài ra, có thể lưu theo dạng xoắn ốc (*spiral*), dạng zic-zac hoặc dạng ly tâm (*radial*).



Hình 10.17. *Các kiểu lưu dữ liệu trong k-space: cartesian, xoắn ốc, zic-zac và ly tâm.*

II. An toàn cộng hưởng từ

Trong quá trình vận hành máy cộng hưởng từ, những người được chụp, các kỹ thuật viên vận hành máy và những người ở trong khu vực đặt máy có thể bị ảnh hưởng bởi nhiều loại tác nhân vật lý khác nhau [32]:

- Từ trường tĩnh B_0.
- Từ trường biến thiên theo thời gian (tạo nên bởi các cuộn chênh từ).

- Sóng điện từ.

- Tiếng ồn.

Mỗi loại tác nhân trên có thể gây nên những tác hại khác nhau đối với sức khỏe con người. Ngoài ra, những máy cộng hưởng từ sử dụng nam châm siêu dẫn còn có thể gặp những nguy cơ từ các chất làm lạnh [32, 33].

2.1. Từ trường tĩnh B_0

Những vấn đề an toàn liên quan đến một từ trường mạnh bao gồm: (1) tác dụng sinh học của từ trường, (2) tác dụng hút của từ trường đối với các vật dụng bằng kim loại, (3) sự tương thích của các thiết bị y tế trong cơ thể bệnh nhân và (4) sự tương thích của các thiết bị ngoại vi [34].

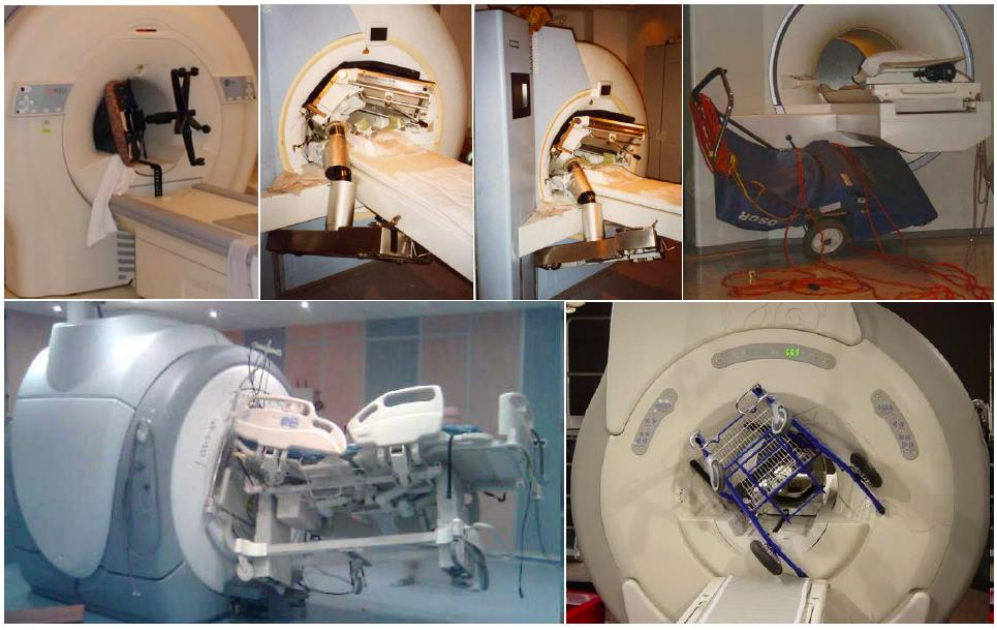
Ở Việt Nam hiện nay, các máy cộng hưởng từ được sử dụng trong y tế có từ trường thay đổi từ 0,2T đến 3T, trong đó máy cộng hưởng từ 1,5 - 3T là phổ biến nhất.

- *Tác dụng sinh học của từ trường tĩnh:*

+ Tác dụng sinh học chính của từ trường tĩnh đối với cơ thể người là tạo nên một hiệu điện thế và dòng điện trong cơ thể. Hiện tượng này là do các chuyển động của cơ thể người trong từ trường tạo nên [35]. Vận chuyển bệnh nhân hoặc thay đổi tư thế bệnh nhân một cách đột ngột trong quá trình chụp có thể gây nên cảm giác chóng mặt, buồn nôn do dòng điện tạo nên trong cơ thể bệnh nhân [36]. Để tránh hiện tượng này, cần vận chuyển, thay đổi tư thế bệnh nhân thật chậm.

+ Tác động của cộng hưởng từ đối với tri giác, các dấu hiệu sống còn và cảm nhận cảm giác của người được chụp là không đáng kể [37]. Hiện chưa có bằng chứng khoa học về tác hại của cộng hưởng từ lên sự phát triển của thai nhi và trẻ nhỏ [38]. Cần có thêm các nghiên cứu về tác dụng lâu dài của chụp cộng hưởng từ lên thai nhi và trẻ sơ sinh, đặc biệt là tác hại của tiếng ồn và của sóng radio. Tuy nhiên, các hướng dẫn về an toàn cộng hưởng từ vẫn khuyến cáo về việc cẩn trọng khi chụp cộng hưởng từ với phụ nữ mang thai hoặc trẻ nhỏ [39, 40].

- *Lực hút của từ trường tĩnh:* Các nguy cơ đến từ việc sử dụng các vật dụng kim loại trong phòng cộng hưởng từ có từ trường mạnh là hết sức nguy hiểm, và phải tuyệt đối tránh. Những vật dụng bằng kim loại có thể bị hút bởi từ trường rất mạnh của cộng hưởng từ. Đã có trường hợp bệnh nhân tử vong do chấn thương sọ não vì bị bình oxy va vào do lực hút của máy cộng hưởng từ [41]. Những sự việc đáng tiếc này chỉ có thể phòng tránh bằng những quy định chặt chẽ về quy trình vận hành máy và chuẩn bị bệnh nhân, cũng như các vật dụng, thiết bị được đưa vào trong khu vực cộng hưởng từ.



Hình 10.18. *Lực hút của nam châm máy cộng hưởng từ rất lớn, có thể hút được nhiều vật thể kích thước khác nhau.*

FLASHBACK

We had published this story on Nov 12, 2014 on the two faulty MRI machines

Two stuck to MRI machine for 4 hrs

Hình 10.19. *Tai nạn xảy ra tại Tata Memorial Hospital, New Delhi, Ấn Độ. Hai người bị kẹt trong máy cộng hưởng từ 4 giờ đồng hồ do bình oxy bị máy cộng hưởng từ hút.*

- *Sự tương thích của các thiết bị y tế:* Từ trường mạnh của máy cộng hưởng từ có thể ảnh hưởng đến hoạt động của các thiết bị y tế gắn trong cơ thể của người được chụp hoặc của nhân viên y tế. Các thiết bị phổ biến như các stent, các clip

phẫu thuật, các máy tạo nhịp hoặc các máy stimulators. Các bộ phận kim loại của thiết bị sẽ bị hút bởi từ trường và có thể gây nên các dịch chuyển hoặc xoắn vặn của thiết bị. Kết quả là có thể gây nên các tổn thương của cơ quan cơ thể hoặc hư hỏng thiết bị. Đã có trường hợp bệnh nhân có đặt máy tạo nhịp tử vong do chụp cộng hưởng từ [42]. Trong đa số trường hợp là do nhân viên y tế không phát hiện ra bệnh nhân có đặt máy tạo nhịp [43].

- *Sự tương thích của các thiết bị ngoại vi:* Từ trường của máy có thể ảnh hưởng đến hoạt động của các thiết bị ngoại vi, ví dụ máy monitor. Trước hết máy có thể rối bị loạn hoạt động, thứ hai là có thể bị hút gây nên chấn thương cho bệnh nhân hoặc nhân viên y tế [44].

2.2. Từ trường biến thiên (tạo nên bởi các cuộn chênh từ)

Các cuộn chênh từ được sử dụng để tạo ra các thay đổi tuyến tính của từ trường B_0 nhằm mục đích định vị trong không gian ba chiều hoặc sử dụng trong các chuỗi xung (ví dụ xung Gradient echo). Vấn đề an toàn liên quan đến từ trường biến thiên tạo nên bởi các cuộn chênh từ bao gồm: (1) kích thích thần kinh ngoại biên, (2) kích thích cơ và (3) tiếng ồn.

Cuộn chênh từ càng mạnh thì sự biến đổi của dòng điện tạo ra trong cơ thể càng lớn [45]. Dòng điện này có thể tương tác với hoạt động chức năng của các tế bào thần kinh hoặc các bó cơ. Biểu hiện lâm sàng thay đổi từ co giật các thớ cơ đến cảm giác đau nhức [46].

Từ trường biến thiên còn có thể tương tác với các thiết bị y tế gắn trong cơ thể dẫn đến hiện tượng rung hoặc nóng lên của các thiết bị đó [47].

2.3. Sóng điện từ

Vấn đề an toàn liên quan đến sóng điện từ RF chủ yếu là tác dụng làm nóng của sóng RF mà hậu quả có thể dẫn đến bỏng tại vị trí tiếp xúc hoặc do dòng điện tạo ra trong cơ thể.

Sự hấp thụ sóng RF có thể làm tăng nhiệt độ cơ thể. Thông thường cơ thể sẽ tăng thải nhiệt bằng cách giãn mạch và tăng tưới máu. Cơ chế này thay đổi khác nhau tùy từng bộ phận khác nhau trong cơ thể. Nhãn cầu là một ví dụ về cơ quan có ít tưới máu, đặc biệt là thủy tinh thể. Tinh hoàn cũng là cơ quan nhạy cảm với thay đổi của nhiệt độ. Đối với cơ thể người bình thường, tăng 1^0C được xem là trong giới hạn cho phép. Sự tăng nhiệt độ còn phụ thuộc vào cơ chế thải nhiệt của từng bộ phận cơ thể. Nhiệt độ phòng thấp, thoáng khí, áo quần rộng rãi thoáng mát và độ ẩm phòng phù hợp có thể giúp giảm thiểu vấn đề này [48].

Stress nhiệt

Stress nhiệt là vấn đề đáng quan tâm đối với những bệnh nhân tăng huyết áp, phụ nữ có thai, hoặc bệnh nhân sử dụng các thuốc lợi tiểu hoặc giãn mạch. Vấn đề chính là sự tăng hoạt động quá mức của hệ thống tim mạch để tăng thải nhiệt [49].

Bỏng

Sóng RF có thể tạo ra dòng điện trong các vật dụng kim loại và làm cho các vật dụng này nóng lên. Bỏng có thể xảy ra với người được chụp hoặc nhân viên y tế khi tiếp xúc với các vật kim loại trong áo quần, các cuộn dây, dây nối ECG hoặc dây nối của các monitor… [50]. Những vấn đề này có thể phòng tránh bằng cách chuẩn bị bệnh nhân cẩn thận và bao bọc các dây dẫn, các thiết bị y tế ngoại vi…

2.4. Tiếng ồn

Tiếng ồn được tạo ra bởi các cuộn chênh từ khi có dòng điện xoay chiều chạy qua. Tiếng ồn trong máy cộng hưởng từ có thể rất lớn và gây khó chịu, thậm chí nguy hiểm cho bệnh nhân. Một nghiên cứu trên động vật cho thấy tiếp xúc với tiếng ồn lớn có thể gây nên tổn thương cơ quan thính giác và làm giảm thính lực [51]. Các tổn thương này có thể thoáng qua hoặc vĩnh viễn nếu tiếng ồn quá lớn vượt ngưỡng cho phép hoặc kéo dài và lập lại nhiều lần. Một nghiên cứu khác trên người cho thấy, tiếng ồn của máy cộng hưởng từ có thể gây nên giảm thính lực thoáng qua và sử dụng thiết bị bảo vệ có thể giảm thiểu đáng kể các ảnh hưởng này [52]. Sử dụng các thiết bị bảo vệ tai phù hợp được khuyến cáo cho người được chụp và các nhân viên y tế thao tác trực tiếp trong máy [53].

Ảnh hưởng của tiếng ồn đối với sự phát triển thính lực của thai nhi vẫn còn nhiều tranh cãi. Tuy nhiên, một nghiên cứu trên 96 trẻ có tiền sử chụp cộng hưởng từ trong thời kỳ bao thai giai đoạn quý II và quý III cho thấy không có sự gia tăng nguy cơ rối loạn thính lực ở thai nhi được chụp cộng hưởng từ [54].

2.5. Chất làm lạnh

Máy cộng hưởng từ sử dụng nam châm siêu dẫn được làm lạnh bởi nitơ hoặc heli lỏng. Thông thường các chất làm lạnh có tỷ lệ bốc hơi nhất định (boil-off) và được dẫn lưu ra ngoài qua hệ thống thông khí của phòng. Nguy cơ đối với chất làm lạnh bao gồm: (1) ngạt, (2) bỏng lạnh hoặc giảm thân nhiệt do tiếp xúc trực tiếp và (3) nổ do quá áp. Chỉ những nhân viên được đào tạo mới được phép vận hành/bảo dưỡng hệ thống làm lạnh và phải tuân thủ các quy định chặt chẽ về an toàn lao động.

III. Thuốc đối quang từ

Chất đối quang sử dụng cho cộng hưởng từ được cấp bằng sáng chế lần đầu tiên cách đây hơn 30 năm. Các hãng dược và các nhà nghiên cứu không ngừng phát triển các hợp chất mới với các cơ chế hoạt động khác nhau. Từ đó đến nay, có 11 loại chất đối quang từ được Cơ quan quản lý dược phẩm của Mỹ cấp phép [55]. Các chất đối quang từ được sử dụng trong lâm sàng ngày nay khá đa dạng về chủng loại.

Có hai cách phân loại các chất đối quang sử dụng trong cộng hưởng từ:

- Phân chia theo đặc tính cảm ứng từ (chất thuận từ, siêu thuận từ, nghịch từ).

- Phân chia theo phân bố sinh học trong cơ thể (ngoại bào, nội mạch, chất đặc hiệu mô).

3.1. Phân loại các chất đối quang từ

3.1.1. Phân chia theo đặc tính cảm ứng từ

Nhóm các chất thuận từ (*paramagnetic*) chứa các cặp electron tự do. Các cặp electron này tương tác với proton và làm tăng tốc độ thư duỗi của proton (giảm thời gian T1) và qua đó làm tăng tín hiệu trên hình ảnh T1w. Nhóm này còn có tên là chất đối quang dương. Điển hình của nhóm này là Gadolinium chelate là một hợp chất của Gadolinium, thường được sử dụng qua đường tĩnh mạch [56].

Nhóm các chất siêu thuận từ (*superparamagnetic*) chứa các ion tạo nên sự không đồng nhất của từ trường. Ở nồng độ thấp, các chất siêu thuận từ sẽ có tác dụng làm tăng tín hiệu trên T1. Ở nồng độ cao, nhóm chất này làm tăng quá trình lệch pha của các proton (giảm T2/T2*) dẫn đến giảm tín hiệu mạnh trên T2w/T2*w nên còn gọi là chất đối quang âm. Một ví dụ của nhóm này là các Iron Oxide [57, 58].

Nhóm các chất nghịch từ (*diamagnetic*) không hoặc ít tương tác với từ trường. Khi đưa vào cơ thể, các chất này làm mất tín hiệu theo nhiều cơ chế khác nhau [59]. Một ví dụ là các chất đối quang từ sử dụng trong chụp cộng hưởng từ đường tiêu hóa như barium sulfate [60, 61].

3.1.2. Phân chia theo phân bố sinh học

Các chất đối quang từ có thể phân chia thành các nhóm theo phân bố sinh học của chúng khi được đưa vào cơ thể: nhóm đối quang từ đường tĩnh mạch, nhóm đối quang từ nội mạch, nhóm đối quang từ sử dụng cho ống tiêu hóa, nhóm đối quang từ bài tiết qua dịch mật, chất đối quang từ đặc hiệu khối u...

Nhóm thuốc đối quang từ sử dụng qua đường tĩnh mạch là nhóm được sử dụng phổ biến nhất hiện nay trên lâm sàng. Nhóm chất đối quang từ này được đưa vào cơ thể qua đường tĩnh mạch, sau đó có thể ngấm vào khoang ngoại bào và làm thay đổi tốc độ thư duỗi của mô. Điển hình của nhóm này là Gadolinium-DTPA. Gadolinium-DTPA khi ngấm vào tổ chức sẽ làm giảm thời gian T1 của tổ chức, kết quả là sẽ làm tăng tín hiệu của mô trên T1w [62].

Chất đối quang nội mạch được đưa vào cơ thể qua đường tĩnh mạch. Do chứa các phân tử lớn (trọng lượng phân tử #70.000 so với 590 của Gadolinium-DTPA) nên nhóm này không đi qua được thành mạch và chỉ lưu thông trong lòng mạch máu. Ứng dụng chính của nhóm này là trong cộng hưởng từ mạch và cộng hưởng từ tưới máu.

Chất đối quang ống tiêu hóa có thể được sử dụng qua đường uống hoặc đường trực tràng. Nhóm này có thể là đối quang dương (tăng tín hiệu trên cộng hưởng từ) hoặc đối quang âm (giảm tín hiệu trên cộng hưởng từ). Nhóm đối quang dương bao gồm các dung dịch chứa Gadolinium-DTPA hoặc nhóm chất có thời gian T1 ngắn (*short T1-relaxation agents*). Nhóm đối quang âm bao gồm nhóm các chất nghịch từ (*diamagnetic*) hoặc siêu thuận từ (*superparamagnetic*) [63]. Nhóm nghịch từ (ví dụ: barium sulfate) làm mất tín hiệu trong lòng ống tiêu hóa theo các cơ chế: thay thế các proton của nước hoặc hiệu ứng cảm ứng từ.

Chất đối quang từ cho gan mật được sử dụng với mục đích (1) phát hiện các khối tổn thương trong gan, (2) khảo sát chức năng gan trong một số bệnh lý như xơ gan,… (3) khảo sát đường mật [64, 65]. Các chất này được hấp thu bởi các tế bào gan và đào thải qua đường mật [64, 66]. Ví dụ điển hình như mangafodipir trisodium (Mn-DPDP), gadobenate dimeglumine (Gd-BOPTA), gadoxetic acid (Gd-EOB-DTPA). Hiện nay chỉ có nhóm gadoxetic acid phổ biến trên thị trường Việt Nam, với biệt dược Primovist của công ty Bayer.

Chất đối quang từ đặc hiệu khối u (*tumor specific MRI contrast agents*) là các chất đối quang có ái tính đối với các tổ chức ung thư [67, 68]. Có nhiều chất khác nhau đang được thử nghiệm như chất đối quang từ đặc hiệu khối u trong ung thư tiền liệt tuyến, ung thư tế bào thần kinh đệm, ung thư biểu mô [69-71].

Bảng 10.1. *Phân chia chất đối quang từ theo đặc tính cảm ứng từ.*

Nhóm	Cơ chế
Thuận từ (*paramagnetic*)	Nhóm thuận từ chứa các cặp electron tự do tương tác với proton và làm tăng tốc độ thư giãn của proton (giảm T1) → tăng tín hiệu trên T1w (nên còn gọi là chất đối quang dương). Ví dụ: Gadolinium chelate.
Siêu thuận từ (*superparamagnetic*)	Nhóm siêu thuận từ chứa các ion tạo nên sự không đồng nhất của từ trường → tăng quá trình lệch pha của các proton (giảm T2) → mất tín hiệu mạnh trên T2w/T2*w (nên còn gọi là chất đối quang âm). Ví dụ: Iron Oxide.
Nghịch từ (*diamagnetic*)	Chất nghịch từ không có các electron tự do nên không hoặc ít tương tác với từ trường. Khi đưa vào cơ thể, các chất này làm mất tín hiệu theo nhiều cơ chế khác nhau. Ví dụ: các chất đối quang từ sử dụng trong cộng hưởng từ đường tiêu hóa (Barium sulfate…)

Bảng 10.2. *Phân chia chất đối quang từ theo phân bố sinh học.*

Nhóm chất	Cơ chế
Chất đối quang sử dụng qua đường tĩnh mạch	Là nhóm được sử dụng phổ biến nhất hiện nay. Chất đối quang được đưa vào bằng đường tĩnh mạch, có thể ngấm vào các mô hoặc các loại tổn thương khác nhau. Điển hình là Gadolinium chelate.
Chất đối quang nội mạch	Được đưa vào đường tĩnh mạch. Bao gồm các phân tử lớn và chỉ lưu thông trong lòng máu.
Chất đối quang ống tiêu hóa	Được sử dụng qua đường uống hoặc bơm vào qua đường trực tràng.
Chất đối quang cho gan mật	Chất được hấp thu bởi các tế bào gan và bài tiết qua đường mật.
Chất đối quang đặc hiệu u	Là các chất đối quang có ái tính đối với các tổ chức ung thư.

3.2. Gadolinium chelate

Gadolinium là một kim loại nặng. Ở dạng tự do gadolinium rất độc và có thể gây hoại tử gan và các biến đổi về máu… Gadolinium tự do trong máu ở nồng độ 0,1 mmol/kg cân nặng có thể gây tử vong cho người. Các chất đối quang từ đường tĩnh mạch có chứa gadolinium gắn với các chelate để làm giảm độc tính của gadolinium. Chất đối quang từ chứa gadolinium có thể chia làm hai nhóm:

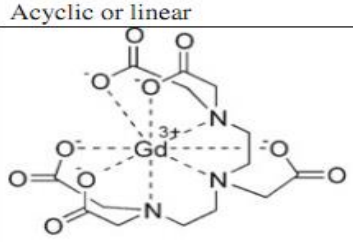
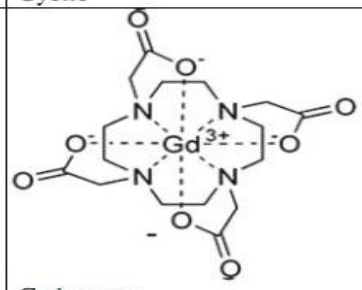
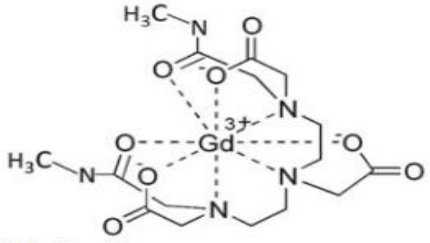
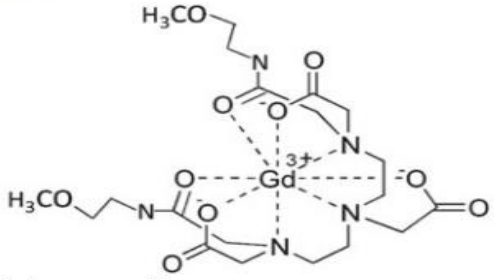
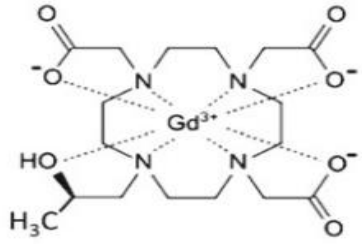
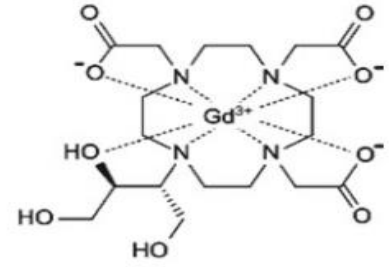
- Gadolinium chelate ngoại bào không đặc hiệu (*Non-specific extracellular gadolinium chelates*).

- Chất đặc hiệu cơ quan (*Organ specific agents*) hoặc chất gắn protein (*Protein bound agents*).

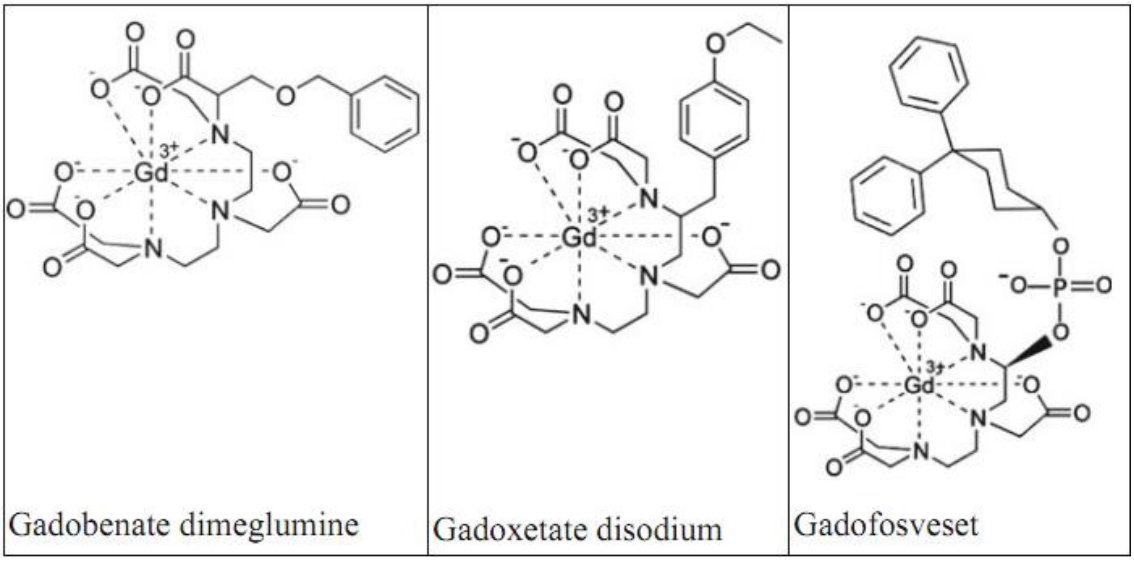
Gadolinium chelate ngoại bào không đặc hiệu không gắn protein và được bài tiết qua thận. Trong khi đó các chất đặc hiệu cơ quan/chất gắn protein được bài tiết qua mật và thận với các tỷ lệ khác nhau tùy theo loại cấu trúc. Có chín loại chất đối quang từ chứa gadolinium hiện có trên thị trường.

Bảng 10.3. *Các loại chất đối quang từ chứa gadolinium hiện có trên thị trường.*

Tên	Tên thương hiệu	Đặc hiệu cho cơ quan	Ngoại bào	Bài tiết qua đường mật	Liên kết protein
Gadodiamide	Omniscan	Không	Có	Không	Không
Gadoversetamide	Optimark	Không	Có	Không	Không
Gadopentetate dimeglumine	Magnevist	Không	Có	Không	Không
Gadobenate dimeglumine	Multihance	Có (Gan)	Chủ yếu	Có (1-4%)	Có (4%)
Gadoxetate disodium	Primovist, Eovist	Có (Gan)	Không	Có (42-51%)	Có (10%)
Gadofosveset trisodium	Vasovist, Ablavar	Có (Máu)	Không	Có (5%)	Có (90%)
Gadobutrol	Gadovist, Gadavist	Không	Có	Không	Không
Gadoteridol	Prohance	Không	Có	Không	Không
Gadoterate meglumine	Dotarem, Magnescope	Không	Có	Không	Không

Chelate	Acyclic or linear	Cyclic
Ionic	 Gadopentetate dimeglumine	 Gadoterate
Non-ionic	 Gadodiamide  Gadoversetamide	 Gadoteridol  Gadobutrol

Hình 10.20. *Các nhóm Gadolinium chelate ngoại bào không đặc hiệu.*



Hình 10.21. *Các chất đối quang từ có gắn protein.*

Chất đối quang từ sử dụng gadolinium còn được phân loại dựa vào cấu trúc của chelate gắn với gadolinium: dạng thẳng hoặc vòng, ionic hoặc không ionic. Độ thẩm thấu của các chất này thay đổi từ 600 - 2000 mosmol/kg. Độ thẩm thấu cao hay thấp không ảnh hưởng đến tần suất các phản ứng không mong muốn của chất đối quang từ.

3.3. Phản ứng không mong muốn của chất đối quang từ

3.3.1. Các loại phản ứng không mong muốn của chất đối quang từ

Phản ứng không mong muốn của thuốc đối quang từ tĩnh mạch ít gặp hơn so với các phản ứng không mong muốn của thuốc cản quang có chứa i-ốt. Thống kê cho thấy khoảng 0,3% bệnh nhân có các phản ứng không mong muốn với thuốc đối quang từ [72]. Phần lớn những phản ứng này ở mức nhẹ và tự giới hạn. Chỉ một tỷ lệ nhỏ bệnh nhân có các phản ứng quá mẫn hoặc shock phản vệ. Các triệu chứng như nổi mẩn đỏ, ngứa hoặc co thắt phế quản xảy ra với tần suất khoảng 0,0004 - 0,7% và các phản ứng quá mẫn có nguy hiểm đến tính mạng xảy ra trong khoảng 1/10.000 - 1/300.000 trường hợp. Phản ứng phản vệ thường xảy ra trong vòng 30 phút sau tiêm thuốc đối quang từ tĩnh mạch.

3.3.2. Nguy cơ xảy ra các phản ứng không mong muốn

- Không có sự khác biệt về nguy cơ xảy ra các phản ứng không mong muốn giữa các nhóm thuốc đối quang từ có chứa gadolinium, kể cả ionic hoặc không ionic.

- Bệnh nhân có tiền sử phản ứng không mong muốn với gadolinium trước đó có nguy cơ phản ứng ở lần tiếp theo từ 2,4 - 21,3%. Tiền sử phản ứng với thuốc cản quang có chứa i-ốt làm tăng nguy cơ phản ứng với gadolinium lên 6,3%. Tiền sử hen hoặc dị ứng làm tăng nguy cơ lên 3,7% [73].

- Các yếu tố nguy cơ là cơ địa dị ứng, hen phế quản, tiền sử dị ứng với thuốc đối quang từ gadolinium.

3.3.3. Các tác dụng của thuốc đối quang từ lên thận

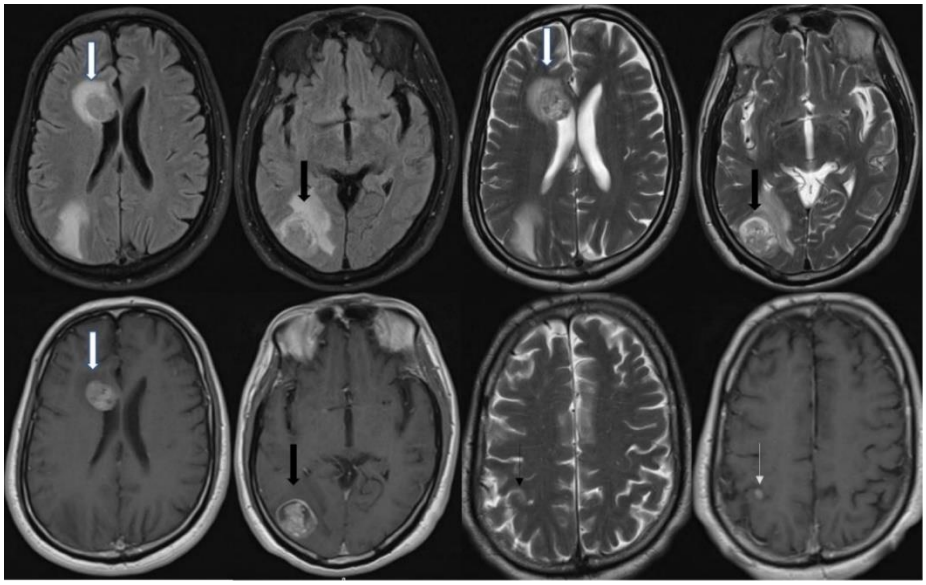
Bệnh lý thận do thuốc đối quang (*Contrast medium induced nephropathy - CIN*) rất hiếm gặp với liều gadolinium dưới 0,3 mmol/kg cân nặng. Tuy nhiên, những bệnh nhân có bệnh lý thận trước đó có thể bị CIN sau tiêm gadolinium. Bệnh lý xơ hóa hệ thống thận (Nephrogenic systemic fibrosis - NSF) có thể xảy ra ở bệnh nhân suy thận mạn, đang chạy thận nhân tạo hoặc bệnh nhân có mức lọc cầu thận dưới 30 ml/phút.

Ở người khỏe mạnh, 90% thuốc đối quang từ sẽ bị thải ra khỏi cơ thể trong vòng 24 giờ đầu tiên [74]. Ở bệnh nhân suy thận mạn thải trừ thuốc đối quang từ có thể bị kéo dài tùy thuộc vào mức độ suy thận. Khoảng 80% thuốc đối quang từ sẽ được đào thải trong vòng 7 ngày ở nhóm bệnh nhân suy thận. 20% còn lại sẽ tồn tại trong cơ thể qua nhiều tuần trước khi được bài tiết hoàn toàn. Sự tồn tại của thuốc đối quang từ chứa gadolinium trong cơ thể thời gian dài có thể gây nên NSF [74-76]. Các chống chỉ định và những điểm cần lưu ý đối với những nhóm bệnh nhân đặc biệt như phụ nữ có thai, cho con bú, trẻ sơ sinh và trẻ nhỏ,… được trình bày chi tiết trong Bảng 10.4.

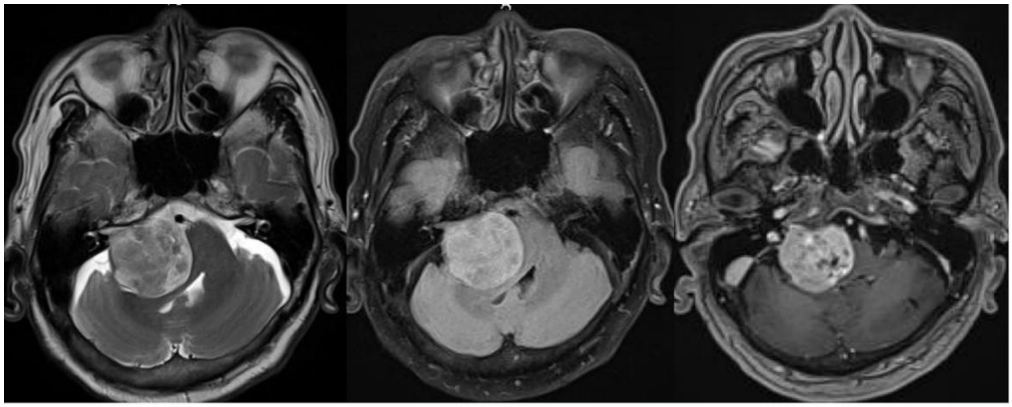
Bảng 10.4. *Phân loại thuốc đối quang từ theo nguy cơ gây NSF.*

Nhóm thuốc	Chống chỉ định	Các điểm cần lưu ý
Nhóm nguy cơ cao Gadodiamide (*Omniscan®)* Gadopentetate dimeglumine (*Magnevist®)* Gadoversetamide (*Optimark®)*	Bệnh nhân suy thận mạn giai đoạn 4 và 5 (mức lọc cầu thận dưới 30ml/phút), bao gồm những bệnh nhân đang chạy thận nhân tạo. Các trường hợp suy thận cấp. Phụ nữ có thai Trẻ sơ sinh.	Cẩn trọng trong các trường hợp: suy thận giai đoạn 3, trẻ em dưới 1 tuổi. Ở nhóm bệnh nhân này, khoảng cách giữa hai lần tiêm phải > 7 ngày. Phụ nữ đang cho con bú: ngừng cho bú trong 24 giờ. Liều không vượt quá 0,1mmol/kg cân nặng. Phải luôn có xét nghiệm creatinine huyết thanh trước chụp.
Nhóm nguy cơ trung bình Gadobenate dimeglumine (*Multihance®)* Gadofosveset trisodium (*Vasovist®, Ablavar®)* Gadoxetate disodium (*Primovist®, Eovist®)*	-	Sử dụng thận trọng các thuốc này ở bệnh nhân suy thận giai đoạn 4 và giai đoạn 5 (mức lọc cầu thận dưới 30ml/phút). Ở nhóm bệnh nhân này, khoảng cách giữa hai lần tiêm phải > 7 ngày. Có thể sử dụng cho phụ nữ có thai nếu cần thiết. Phụ nữ đang cho con bú: Không cần thiết phải ngừng cho bú 24 giờ.

Nhóm nguy cơ thấp Gadobutrol (*Gadovist®, Gadavist®*) Gadoterate meglumine (*Dotarem®, Magnescope®*) Gadoteridol (*Prohance®*).		Xét nghiệm creatinine huyết thanh trước chụp: không cần thiết.



***Hình 10.22**. Một ứng dụng của thuốc đối quang từ là phát hiện các tổn thương di căn não, đặc biệt là các tổn thương nhỏ có thể bỏ sót trên các chuỗi xung khác. Hình trên là tổn thương di căn não từ ung thư phổi ở bệnh nhân 65 tuổi. Tổn thương ngấm thuốc mạnh cạnh sừng trán phải não thất bên (mũi tên trắng) và thùy chẩm phải (mũi tên đen). Phù nề nhu mô não xung quanh. Chú ý tổn thương nhỏ khu vực dưới vỏ hồi sau trung tâm ngấm thuốc (mũi tên nhỏ trắng) không có phù não xung quanh rõ (mũi tên nhỏ đen).*



Hình 10.23. *U dây thần kinh số VIII phải ngấm thuốc đối quang từ Gadolinium tăng tín hiệu mạnh trên chuỗi xung T1w (hình phải). Khối u tăng tín hiệu trên T2w (hình trái) và FLAIR (hình giữa).*

CÂU HỎI LƯỢNG GIÁ

CHỌN MỘT CÂU TRẢ LỜI ĐÚNG NHẤT

Câu 1: Trong cộng hưởng từ, loại nam châm nào dưới đây cần sử dụng Helium hoá lỏng để làm lạnh?

A. Nam châm vĩnh cửu.

B. Nam châm điện.

C. Nam châm siêu dẫn.

D. Nam châm điện và nam châm siêu dẫn.

Câu 2: Thành phần nào dưới đây không thuộc cấu tạo máy cộng hưởng từ?

A. Lồng Faraday.

B. Hệ thống RF coils.

C. Bộ khuếch đại tín hiệu.

D. Hệ thống PACS.

Câu 3: Thiết bị nào sau đây là chống chỉ định tuyệt đối với chụp cộng hưởng từ?

A. Stent mạch vành.

B. Máy tạo nhịp tim.

C. Phương tiện kết hợp xương.

D. Stent đường mật.

Câu 4: Tác dụng nào sau đây không phải do ảnh hưởng từ máy chụp cộng hưởng từ?

A. Chóng mặt, buồn nôn.

B. Rối loạn lưỡng cực.

C. Bỏng.

D. Ảnh hưởng thính giác.

Câu 5: Phát biểu nào sau đây đúng về phản ứng không mong muốn của thuốc đối quang từ?

A. Thuốc đối quang từ có tỷ lệ phản ứng không mong muốn thấp hơn thuốc đối quang iod.

B. Bệnh nhân có tiền sử phản ứng không mong muốn với thuốc đối quang từ trước đó không có nguy cơ phản ứng ở lần tiếp theo.

C. Mức lọc cầu thận cần xem xét trước khi tiêm thuốc đối quang từ là dưới 60 ml/phút.

D. Sự tồn tại của thuốc đối quang từ chứa Gadolinium trong cơ thể thời gian dài không liên quan đến bệnh lý xơ hóa toàn thân do thận.

Bài 11

CÁC CHUỖI XUNG CỘNG HƯỞNG TỪ CƠ BẢN

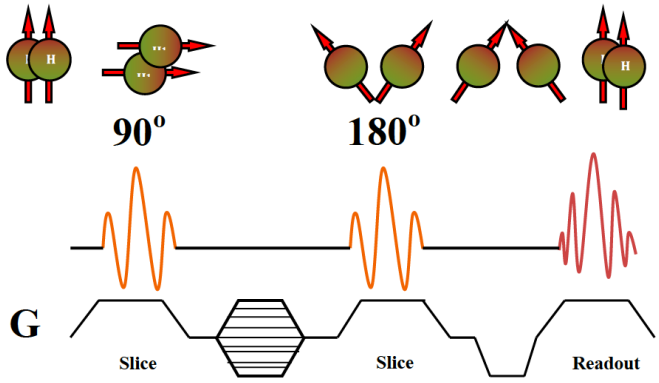
**** Mục tiêu học tập***

- Trình bày được nguyên lý các chuỗi xung cơ bản trong cộng hưởng từ.

- Hiểu được ứng dụng của các chuỗi xung cơ bản trong cộng hưởng từ.

Chuỗi xung cộng hưởng từ là các chế độ cài đặt của hệ thống cộng hưởng từ sử dụng các thông số khác nhau về thời gian (TR, TE…) kết hợp với các cuộn chênh từ… để tạo ra các hình ảnh cụ thể. Tuỳ thuộc vào loại chuỗi xung được sử dụng mà từng loại mô hoặc các bất thường trong cơ thể được làm nổi rõ, phân biệt được với các loại mô khác. Có nhiều loại chuỗi xung khác nhau: chuỗi xung Spin Echo, chuỗi xung hồi phục đảo ngược, chuỗi xung gradient echo, chuỗi xung khuếch tán…

I. Chuỗi xung Spin echo



Hình 11.1. *Sơ đồ chuỗi xung Spin Echo.*

Chuỗi xung Spin Echo (SE) là chuỗi xung cơ bản trong cộng hưởng từ. Sơ đồ chuỗi xung Spin Echo được trình bày trong Hình 11.1. Chuỗi xung SE được bắt đầu bằng một xung 90^0 (sóng RF). Xung 90^0 này có hai tác dụng chính:

- Cung cấp năng lượng cho các proton có cùng tần số dao động với sóng RF để các proton này chuyển từ trạng thái năng lượng thấp sang trạng thái có năng lượng cao (trạng thái sắp xếp ngược chiều từ trường B_0). Hiện tượng các proton nhận năng lượng từ sóng RF có cùng tần số dao động với nó để chuyển lên trạng thái năng lượng cao hơn gọi là hiện tượng cộng hưởng.

- Khiến cho các proton trở nên dao động cùng pha.

Kết quả của hai hiện tượng này là vector từ hóa dọc dần chuyển sang mặt phẳng ngang (góc lật = 90^0).

- Sau khi tắt xung 90^0, do sự không đồng nhất của từ trường các proton bắt đầu dao động lệch pha, điều này làm suy giảm dần tín hiệu do các proton tạo nên.

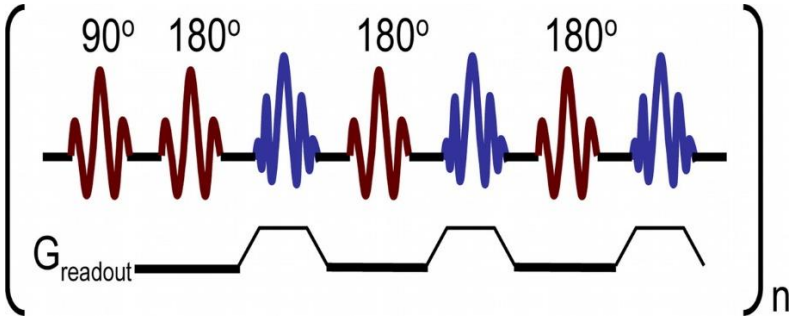
- Sau một khoảng thời gian bằng TE/2, chuỗi xung SE được tiếp tục bằng một xung 180^0 nhằm mục đích chuyển các proton dao động cùng pha trở lại (*rephase*).

- Sau khoảng thời gian TE/2 tính từ khi phát xung 180^0 (và là TE tính từ xung 90^0), tín hiệu được thu nhận (*readout*).

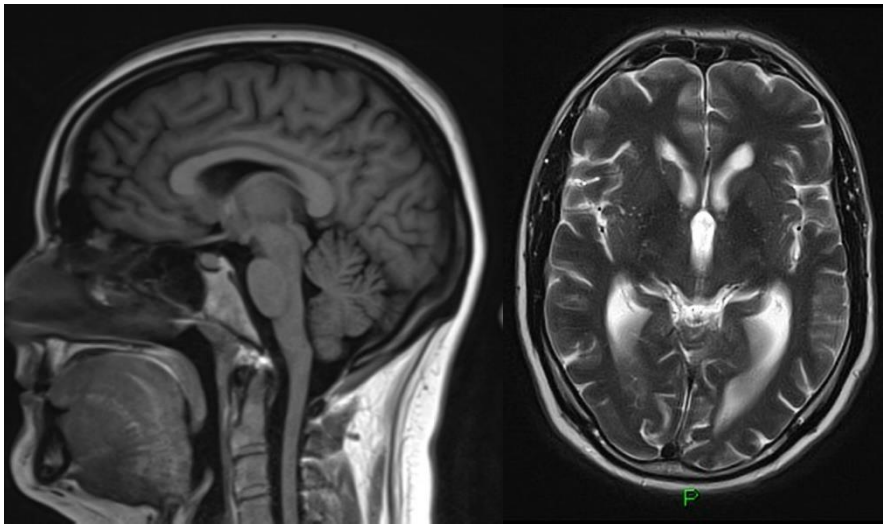
- Khoảng thời gian giữa hai xung 90^0 gọi là thời gian TR (*Time to repeat*).

- Khoảng thời gian giữa xung 90^0 và thời điểm thu nhận tín hiệu gọi là thời gian TE (*Time to echo*).

- Lựa chọn thời gian TR và TE cho phép ta có các chuỗi xung khác nhau. TR và TE ngắn sẽ cho hình ảnh T1-*weighted*. TR và TE dài sẽ cho hình ảnh T2-*weighted*. TR dài và TE ngắn sẽ cho hình ảnh mật độ proton (*Proton density)*.



***Hình 11.2**. Sơ đồ chuỗi xung Fast Spin Echo. n là số lần lập lại của xung 180^0.*



***Hình 11.3.** Chuỗi xung SE T1w sagittal (trái) và SE T2w axial (phải) của não.*

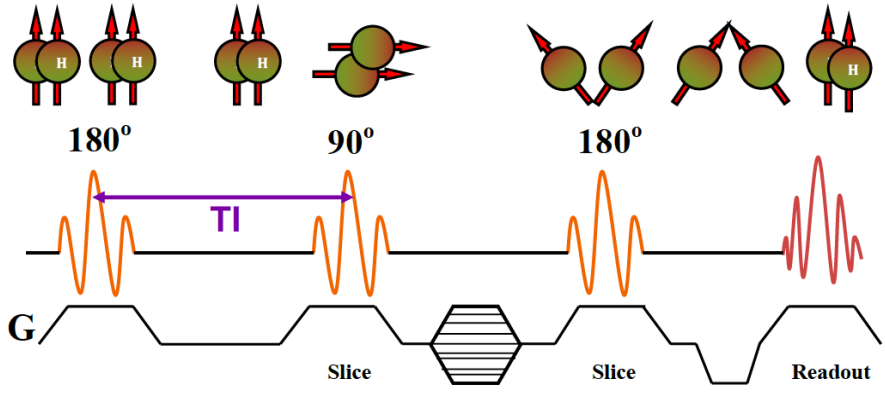
Khái niệm TR và TE dài hay ngắn mang tính tương đối, còn phụ thuộc và nhiều yếu tố, ví dụ góc lật… Một cách khái quát gọi là TR ngắn khi TR< 500ms, TR dài khi >1500ms, TE ngắn khi TE< 30ms, TE dài khi > 90ms.

Ngoài ra, ta còn có chuỗi xung spin echo nhanh (Fast Spin Echo), trong đó xung 180^0 được phát lập lại nhiều lần sau một xung 90^0 duy nhất. Điều này giúp giảm thời gian ghi hình đáng kể. Số lần lập lại của xung 180^0 gọi là độ dài chuỗi echo (*Echo train length* - ETL).

II. CHUỖI XUNG HỒI PHỤC ĐẢO NGƯỢC (INVERSION RECOVERY - IR)

Đây là chuỗi xung Spin Echo trong đó một xung 180^0 được sử dụng để chuyển vector từ hóa dọc sang một góc 180^0 với mục tiêu xóa tín hiệu của một chất cụ thể (chất X).

- Khi ngừng xung 180^0, các proton bắt đầu quá trình thư duỗi. Khi vector từ hóa của chất X đi qua mặt phẳng xy, một xung 90^0 được phát, và chuỗi xung được tiếp tục sau đó tương tự chuỗi xung SE thường. Khoảng thời gian giữa xung 180^0 đảo ngược và xung 90^0 gọi là thời gian đảo ngược (*Inversion time* - TI).



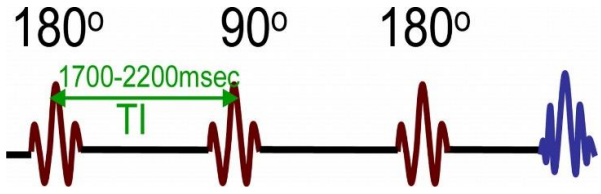
***Hình 11.4**. Sơ đồ chuỗi xung hồi phục đảo ngược.*

- Tại thời điểm TI, vector từ hóa dọc của chất X bằng không, trong khi các chất khác có vector từ hóa dọc cao hơn. Khi vector từ hóa dọc được dịch chuyển bởi xung 90^0, thành phần từ hóa ngang của chất X không có hoặc rất ít dẫn đến kết quả là tín hiệu của chất X yếu. Các mô còn lại có vector từ hóa ở vị trí khác không ở thời điểm TI nên sẽ tiếp tục các quá trình thư duỗi như bình thường và tạo ra tín hiệu cộng hưởng từ.

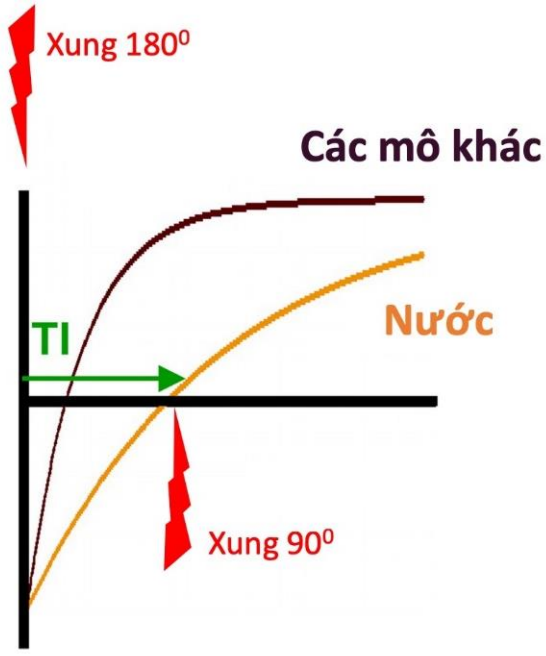
- Hai ứng dụng chính của chuỗi xung hồi phục đảo ngược là chuỗi xung xóa nước FLAIR (*Fluid-attenuated inversion-recovery*) và chuỗi xung xóa mỡ STIR (*Short TI inversion-recovery*).

Chuỗi xung FLAIR

Chuỗi xung FLAIR được dùng để xóa tín hiệu của nước (dịch não tủy…). Khi vector từ hóa dọc của nước đi qua mặt phẳng ngang (tại TI=2000ms), chuỗi xung 90^0 được phát. Lúc này, vector từ hóa dọc của nước bằng không, do đó vector từ hóa ngang của nước sau xung 90^0 cũng bằng không hoặc rất thấp. Kết quả là không có tín hiệu từ nước trong ảnh cộng hưởng từ.



Hình 11.5. *Sơ đồ chuỗi xung FLAIR. TI trong FLAIR vào khoảng 1700-2200 ms.*



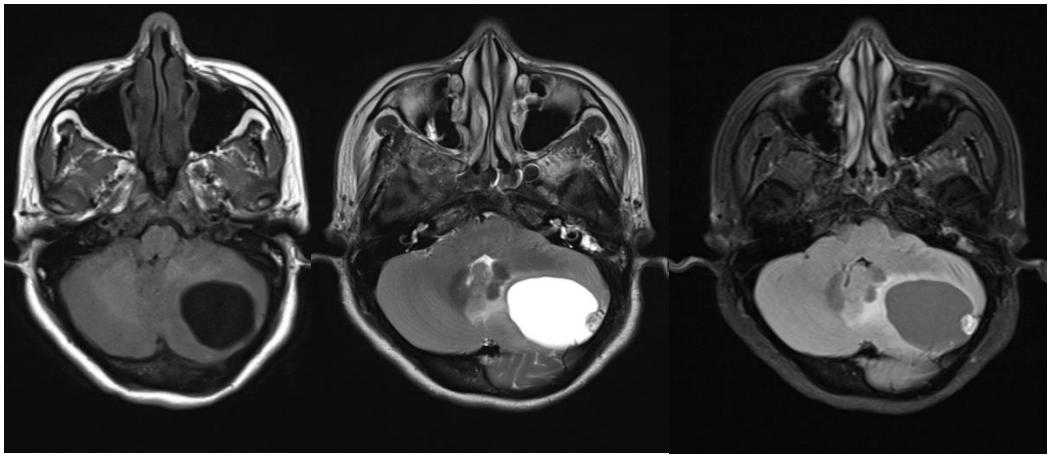
Hình 11.6. *Sơ đồ mô tả sự thay đổi của vector từ hóa trong chuỗi xung FLAIR. Chuỗi xung 90^0 được phát khi vector từ hóa của nước đi qua mặt phẳng ngang. Lúc này vector từ hóa của nước bằng không, do đó vector từ hóa của nước sau xung 90^0 cũng bằng không hoặc rất thấp. Kết quả là không có tín hiệu từ nước trong ảnh cộng hưởng từ.*

Chuỗi xung FLAIR được ứng dụng rất nhiều trong chẩn đoán hình ảnh thần kinh và là một xung thuộc protocol thường quy của cộng hưởng từ sọ não.

Chuỗi xung FLAIR được sử dụng với nhiều mục đích:

- *Xóa dịch*: các cấu trúc dịch như não thất, rãnh cuộn não,… có tín hiệu cao trên T2w có thể che lấp các tổn thương kế cận. Chuỗi xung FLAIR xóa tín hiệu của dịch và làm nổi bật tổn thương.

- *Xác định sự hiện diện của dịch*: một cấu trúc tăng tín hiệu trên T2w có thể là một cấu trúc dạng nang dịch đơn thuần hoặc cũng có thể là các cấu trúc khác (nang xuất huyết, chất hoại tử bã đậu, nang thượng bì…). Cấu trúc dạng nang dịch đơn thuần chứa dịch có hàm lượng protein thấp sẽ bị xóa tín hiệu hoàn toàn trên chuỗi xung FLAIR. Ngược lại, những cấu trúc chứa dịch giàu protein, máu hoặc các chất hoại tử,… sẽ không bị xóa tín hiệu hoàn toàn trên chuỗi xung FLAIR.



Hình 11.7*. Chuỗi xung T1w axial, T2 axial và FLAIR axial. Tổn thương dạng nang dịch ở hố sau có tín hiệu thấp trên T1w, cao trên T2w và bị xóa tín hiệu trên FLAIR.*

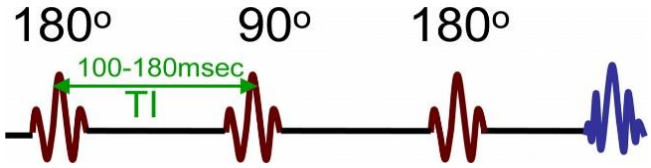
Chuỗi xung STIR

Chuỗi xung STIR được dùng để xóa tín hiệu của mỡ. Chuỗi xung 90^0 được phát khi vector từ hóa dọc của mỡ đi qua mặt phẳng ngang (tại TI=140ms). Lúc này, vector từ hóa dọc của mỡ bằng không hoặc rất thấp, do đó vector từ hóa ngang của mỡ sau xung 90^0 cũng bằng không hoặc rất thấp. Kết quả là không có tín hiệu từ các tổ chức mỡ trong ảnh cộng hưởng từ.

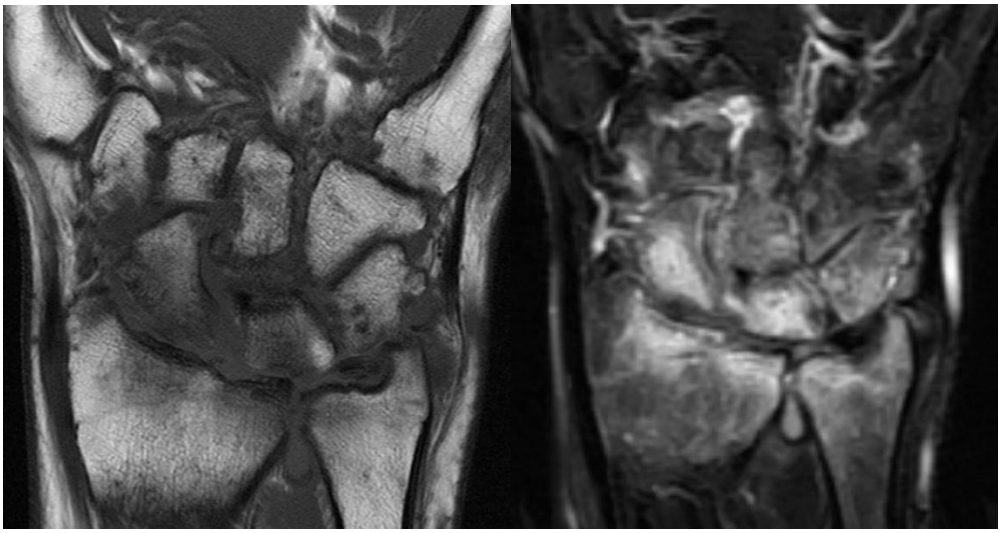
Chuỗi xung STIR được sử dụng nhiều trong chẩn đoán hình ảnh xương khớp, mô mềm, vú… Trên STIR các chất có thời gian T1 dài sẽ tăng tín hiệu (hiệu ứng T1w đảo ngược). Do đó, các tổn thương có phù mô xương xốp sẽ tăng tín hiệu trên STIR *(H.11.9).*

Chuỗi xung STIR xóa mỡ tương đối tốt ngay cả với các hệ thống từ trường yếu và kém đồng nhất. STIR hầu như là chuỗi xung xóa mỡ duy nhất có thể thực hiện được với các máy từ lực thấp. STIR xóa mỡ tốt hơn các chuỗi xung xóa mỡ khác ở các vùng ranh giới giữa các mô (nền sọ, xoang...) hoặc khi có dị vật kim

loại. Tuy nhiên, STIR là chuỗi xung xóa mỡ không đặc hiệu. Các chất có thời gian T1 ngắn như xuất huyết, dịch có nồng độ protein cao, hoặc tổ chức ngấm Gadolinium cũng có thể bị xóa tín hiệu trên STIR.



***Hình 11.8**. Sơ đồ chuỗi xung STIR. TI trong STIR vào khoảng 100 - 180 ms.*



***Hình 11.9.** Chuỗi xung T1w (trái) và STIR (phải) của khớp cổ tay. Các tổn thương ở đầu dưới hai xương cẳng tay và các xương cổ tay tăng tín hiệu trên STIR.*

III. Chuỗi xung gradient echo

Chuỗi xung Gradient echo (GRE) được bắt đầu bằng một xung 90^0 (sóng RF). Xung 90^0 này có hai tác dụng chính:

- Cung cấp năng lượng cho các proton có cùng tần số dao động với sóng RF để các proton này chuyển sang trạng thái có năng lượng cao (trạng thái sắp xếp ngược chiều từ trường B_0).

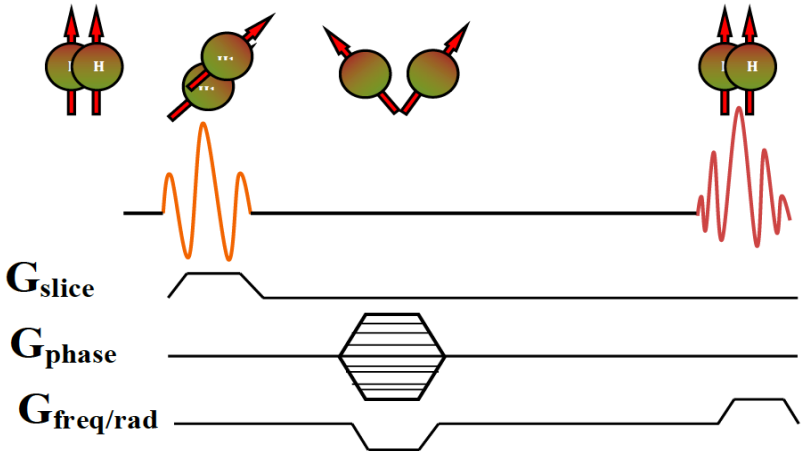
- Làm cho các proton trở nên dao động cùng pha.

Kết quả của hai hiện tượng này là vector từ hóa dọc dần chuyển sang mặt phẳng ngang.

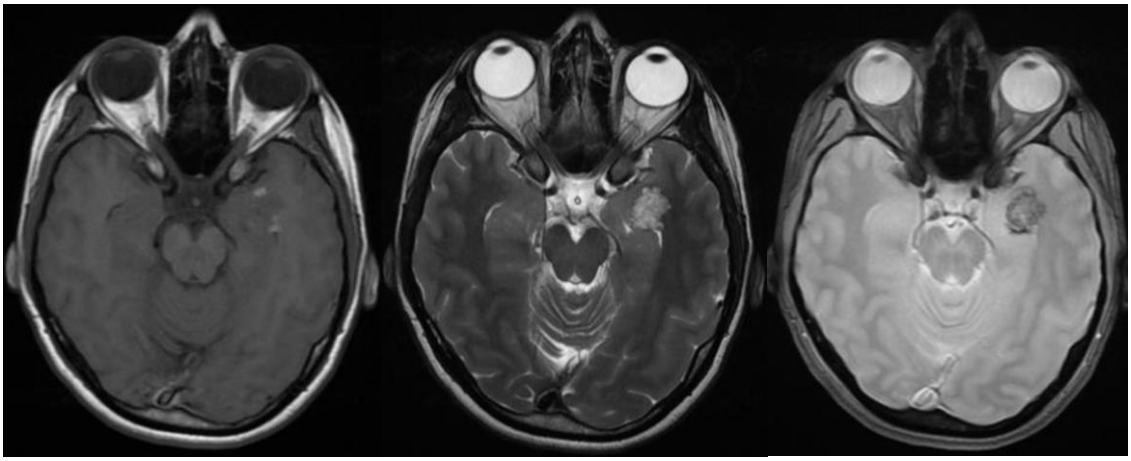
- Sau khi tắt xung 90^0, do sự không đồng nhất của từ trường các proton bắt đầu dao động lệch pha, điều này làm suy giảm dần tín hiệu do các proton tạo nên.

- Sau một khoảng thời gian bằng TE/2, một cặp cuộn chênh từ được sử dụng để tái pha (*rephase*) các proton trở lại. Do cuộn chênh từ không bù trừ sự không đồng nhất của từ trường B_0 (như sóng RF trong xung SE) nên các proton sẽ lệch pha lại nhanh hơn (thời gian thư duỗi ngang ngắn - T2*). Chuỗi xung GRE có thời gian TE dài không còn là T2-*weighted* như xung SE mà là T2*-*weighted*.

- Sau khoảng thời gian TE tính từ xung 90^0, tiến hành thu nhận tín hiệu (*readout*).



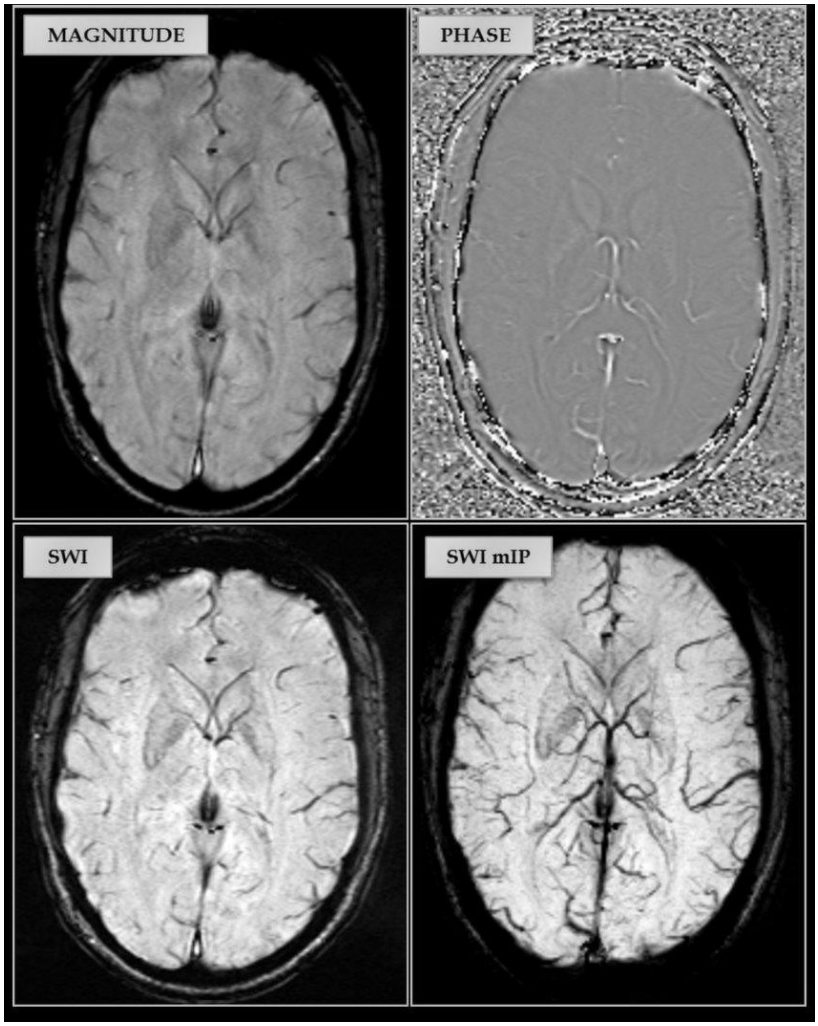
Hình 11.10. *Sơ đồ chuỗi xung gradient echo.*



Hình 11.11. *T1w axial, T2w axial và T2*w axial ở bệnh nhân có dị dạng mạch máu thể hang (cavernous malformation). Các đốm xuất huyết tăng tín hiệu trên chuỗi xung T1w và giảm tín hiệu mạnh trên T2*w gây nên do các sản phẩm thoái hóa của hemoglobin.*

Một trong những ứng dụng chính của xung GRE là phát hiện hiện tượng nhạy cảm từ (*magnetic susceptibility*) gây nên bởi các chất thuận từ (*paramagnetic*). Những chất thuận từ (ví dụ: các sản phẩm thoái hóa của hemoglobin) sẽ làm mất sự đồng nhất của từ trường, kết quả là sụt tín hiệu trên xung T2*w GRE.

IV. Chuỗi xung nhạy cảm từ (Susceptibility weighted imaging)



Hình 11.12. *Bộ dữ liệu tạo ra sau hậu xử lý: cường độ tín hiệu (magnitude), hình ảnh pha (Filtered phase), SWI và mIP.*

Chuỗi xung nhạy cảm từ *(Susceptibility weighted imaging – SWI)* là một chuỗi xung Gradient echo khai thác sự khác nhau về hiện tượng nhạy cảm từ của các chất trong cơ thể như máu, kim loại, calcium… Bên cạnh thông tin về cường độ tín hiệu (*magnitude*), chuỗi xung SWI còn ghi nhận những thông tin về thay đổi pha trong mỗi voxel.

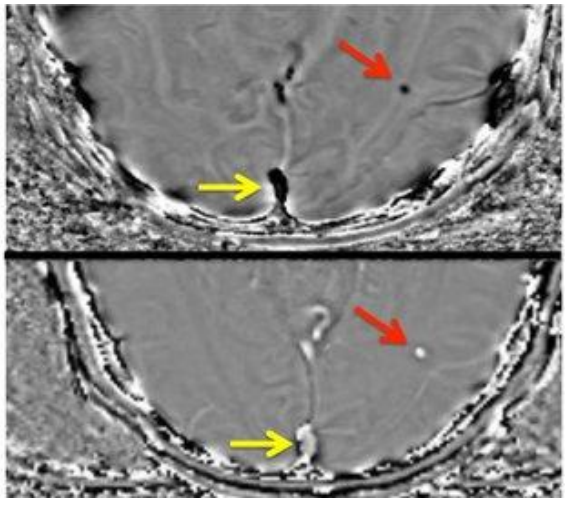
Sự dịch chuyển pha (*phase shift*) thể hiện sự thay đổi pha trong từng voxel và phụ thuộc vào hiện tượng nhạy cảm từ trong các voxel đó. Theo quy ước, dịch chuyển pha dương (*positive phase shift*) khi pha của proton được dịch chuyển theo chiều kim đồng hồ so với tổ chức xung quanh, và ngược lại là dịch chuyển pha âm (*negative phase shift*). Các chất thuận từ (*paramagnetic*) như deoxyhemoglobin,

hemosiderin,… làm tăng từ trường so với mô xung quanh và tạo ra dịch chuyển pha dương. Các chất nghịch từ (*diamagnetic*) như calcium sẽ tạo ra sự dịch chuyển âm [77].

Sau khi thu nhận tín hiệu, hậu xử lý sẽ tái tạo ra các hình ảnh: cường độ tín hiệu (*magnitude*), hình ảnh pha (pha đã lọc - *Filtered phase*), SWI (cường độ tín hiệu + phase) và Minimum intensity projection (mIP).

Trên hình ảnh SWI, cả calcium (chất nghịch từ - *diamagnetic*) và các sản phẩm của xuất huyết (chất thuận từ - *paramagnetic*) đều giảm tín hiệu. Để phân biệt hai nhóm này cần có hình ảnh phase. Trên hình ảnh phase, hai nhóm này sẽ có tín hiệu ngược nhau. Calcium (*diamagnetic*) sẽ tạo ra pha âm còn các sản phẩm của xuất huyết (*paramagnetic*) sẽ tạo ra pha dương.

Phase shift được mã hóa khác nhau tùy thuộc vào từng nhà sản xuất. Các tĩnh mạch vỏ não hoặc xoang tĩnh mạch màng cứng thường được dùng để đối chiếu trên hình ảnh phase. Xuất huyết có phase shift tương tự các tĩnh mạch. Ví dụ, nếu các tĩnh mạch có màu đen trên hình ảnh phase thì các sản phẩm xuất huyết cũng có màu đen trên hình ảnh phase, còn calcium sẽ có màu trắng. Ngược lại, nếu các tĩnh mạch có màu trắng trên hình ảnh phase thì các sản phẩm xuất huyết cũng có màu trắng trên hình ảnh phase, còn calcium sẽ có màu đen. Trên máy cộng hưởng từ của Siemens và Canon, các tĩnh mạch sẽ có màu trắng (*left handedness*). Còn trên các máy cộng hưởng từ của GE và Philips các tĩnh mạch sẽ có màu đen (*right handedness*).



Hình 11.13. *Cách mã hóa màu khác nhau của GE (hình trên) và Siemens (hình dưới). Xoang tĩnh mạch dọc trên (mũi tên vàng) và chấm xuất huyết ở thùy chẩm (mũi tên đỏ) có màu đen trên máy của GE và có màu trắng trên máy của Siemens [78].*

CÂU HỎI LƯỢNG GIÁ

CHỌN MỘT CÂU TRẢ LỜI ĐÚNG NHẤT

Câu 1: Phát biểu nào sau đây đúng về nhóm xung Spin echo?

A. Xung T2w có TR dài, TE dài.

B. Xung T1w có TR dài, TE ngắn.

C. Xung PDw có TR ngắn, TE dài.

D. Xung FLAIR có TR ngắn, TE ngắn.

Câu 2: Phát biểu nào sau đây không đúng về chuỗi xung FLAIR?

A. Là chuỗi xung thuộc nhóm Inversion Recovery.

B. TI = 160ms.

C. Là chuỗi xung xóa dịch.

D. Cấu trúc dạng nang dịch có hàm lượng protein thấp bị xoá tín hiệu trên FLAIR.

Câu 3: Đặc điểm nào sau đây là của chuỗi xung STIR?

A. Là chuỗi xung xoá mỡ đặc hiệu.

B. Tổn thương phù mô xương xốp giảm tín hiệu trên STIR.

C. Không chụp sau tiêm thuốc đối quang từ.

D. TI = 2000ms.

Câu 4: Đặc điểm nào sau đây là của chuỗi xung T2*?

A. Sử dụng xung 90^o và 180^o.

B. Sản phẩm thoái hoá của Hemoglobin tăng tín hiệu trên chuỗi xung T2*.

C. Tương phản hình ảnh tương tự như chuỗi xung T2w.

D. Phát hiện hiện tượng nhạy cảm từ.

Câu 5: Trên hệ thống máy cộng hưởng từ thuận tay trái (left-handed), tín hiệu của vôi hoá trên chuỗi xung SWI như thế nào?

A. Đen trên hình SWI MIP, trắng trên hình SWI phase.

B. Đen trên hình SWI MIP, đen trên hình SWI phase.

C. Trắng trên hình SWI MIP, đen trên hình SWI phase.

D. Trắng trên hình SWI MIP, trắng trên hình SWI phase.

Bài 12

CÁC XẢO ẢNH THƯỜNG GẶP TRONG CỘNG HƯỞNG TỪ

**** Mục tiêu học tập***

1. Hiểu được các nguyên nhân gây xảo ảnh trên hình ảnh cộng hưởng từ.

2. Nhận diện được một số xảo ảnh thường gặp liên quan đến phần cứng và phần mềm của hệ thống cộng hưởng từ.

I. Giới thiệu

Trong cộng hưởng từ, xảo ảnh (*artifacts*) là những tín hiệu không mong muốn xuất hiện trên hình ảnh, không phản ánh chính xác cấu trúc giải phẫu hoặc bệnh lý của cơ thể.

Các xảo ảnh này có thể ảnh hưởng đến chất lượng hình ảnh và làm sai lệch kết quả chẩn đoán.

- Sai lệch chẩn đoán: Xảo ảnh có thể làm che khuất hoặc làm mờ các tổn thương thật, dẫn đến kết quả chẩn đoán không chính xác.

- Giảm chất lượng hình ảnh: Xảo ảnh làm giảm độ phân giải và độ rõ nét của hình ảnh, ảnh hưởng đến việc phân tích chi tiết các cấu trúc.

- Tăng thời gian chụp: Để loại bỏ xảo ảnh, các kỹ thuật viên chẩn đoán hình ảnh có thể phải thực hiện lại các chuỗi xung hoặc điều chỉnh máy, làm kéo dài thời gian chụp.

Như vậy, xảo ảnh trong MRI là một thách thức lớn đối với việc chẩn đoán hình ảnh chính xác, nhưng với các biện pháp kiểm soát và kỹ thuật hiện đại, ảnh hưởng của chúng có thể được giảm thiểu. Để giảm thiểu xảo ảnh, một số biện pháp đơn giản có thể áp dụng:

- Hướng dẫn bệnh nhân giữ yên trong suốt quá trình chụp để tránh artifact do chuyển động.

- Sử dụng các kỹ thuật loại bỏ xảo ảnh như điều chỉnh chuỗi xung, áp dụng các thuật toán phần mềm hoặc sử dụng các kỹ thuật chụp đặc biệt.

- Tránh, loại bỏ các vật liệu kim loại gần khu vực chụp.

Về mặt nguyên lý tạo ảnh, tín hiệu cộng hưởng từ thu được sẽ được lưu trữ trong *k-space*, sau đó sẽ được mã hóa thành các điểm ảnh (*pixel*) và được thể hiện bằng các độ xám khác nhau tùy thuộc vào cường độ tín hiệu thu được. Để tạo ra một hình ảnh hoàn chỉnh, cần điền đầy tất cả khoảng trống của *k-space*. Quá trình này có thể phát sinh một số xảo ảnh bên cạnh các nguyên nhân khác do phần cứng, phần mềm,… của hệ thống cộng hưởng từ.

Xảo ảnh cũng có thể là ảnh của một cấu trúc có thật nhưng không đúng thời điểm, nghĩa là thời điểm chụp không ghi hình được cấu trúc đó. Nếu không được xác định rõ, một số xảo ảnh sẽ được hiểu nhầm thành hình ảnh bệnh lý. Vì vậy, muốn khắc phục hiện tượng xảo ảnh, cần xác định rõ nguyên nhân tạo nên xảo ảnh và vị trí xảo ảnh.

Nguyên nhân gây xảo ảnh có thể là do:

- Phần cứng.
- Phần mềm xử lý.
- Bệnh nhân và các chuyển động sinh lý.
- Sự không đồng nhất của các mô và các cơ quan lân cận.
- Biến đổi Fourier và tần số lấy mẫu.

Bảng 12.1. *Phân loại các xảo ảnh thường gặp trong cộng hưởng từ.*

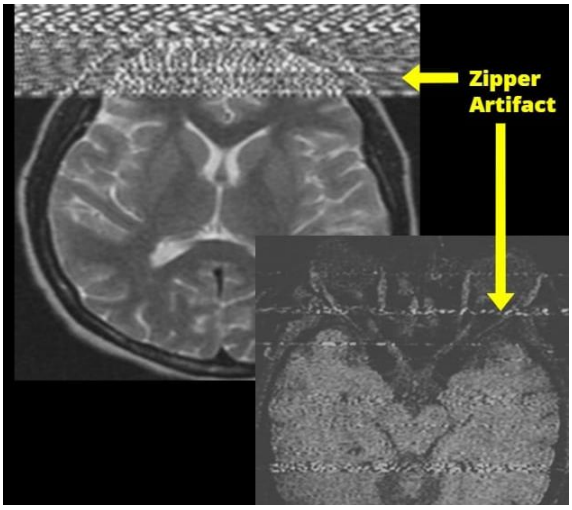
Xảo ảnh do phần cứng và phòng cộng hưởng từ	- Xảo ảnh dây kéo (*Zipper artifact*) - Xảo ảnh xương cá (*Herringbone*) - Xảo ảnh Moire hay Zebra stripes (xảo ảnh vằn ngựa) - Xảo ảnh điểm trung tâm (*Central point artifact*) - Xảo ảnh do sử dụng quá nhiều xung RF (*RF overflow artifact*) - Xảo ảnh không đồng nhất (*Inhomogeneity artifacts*)
Xảo ảnh do phần mềm xử lý	- Xảo ảnh do các lát cắt chồng nhau (*Slice – overlap artifact*) - Xảo ảnh kích thích chéo (*Cross excitation artifact*)
Xảo ảnh do sự chuyển động chủ động, thụ động	- Xảo ảnh bóng ma (*Phase mismapping or ghosting*)

Xảo ảnh do hiện tượng mô không đồng nhất và các cơ quan lân cận	- Xảo ảnh góc ma thuật (*Magic angle effect*) - Xảo ảnh nhạy cảm từ (*Susceptibility artifact*) - Xảo ảnh do sự chuyển dịch hóa học (*Chemical shift artifact*) - Xảo ảnh đường bờ đen (*Black boundary artifact*) - Xảo ảnh do hiệu ứng điện môi (*Dielectric effect artifact*)
Xảo ảnh do biến đổi fourier và tần số lấy mẫu	- Xảo ảnh cắt xén tín hiệu (*Gibbs artifact/truncation artifact*) - Xảo ảnh Zero-fill - Xảo ảnh Aliasing/wrap around artifact

Trong học phần này, chúng ta tập trung vào việc nhận định và mô tả các xảo ảnh thường gặp với nguyên nhân từ phần cứng và phần mềm xử lý của hệ thống máy chụp cộng hưởng từ. Các xảo ảnh khác sẽ được tiếp tục tìm hiểu ở các học phần kỹ thuật chụp cộng hưởng từ.

II. Các loại xảo ảnh thường gặp do phần cứng và phòng cộng hưởng từ

2.1. Xảo ảnh khóa kéo (zipper artifact)



Hình 12.1. *Xảo ảnh khóa kéo (zipper artifact).*

Xảo ảnh khóa kéo là xảo ảnh khi có một hay nhiều sóng điện từ bên ngoài gây nhiễu. Thông thường, các sóng gây nhiễu có phương vuông góc với hướng mã hóa tần số. Hình ảnh khóa kéo sẽ xuất hiện trên tất cả hình ảnh trong một chuỗi xung thu nhận.

Nguyên nhân:

- Sự hiện diện của các thiết bị di động gần đó.

- Cửa phòng không đóng kín trong lúc tiến hành kỹ thuật hoặc nứt lồng Faraday.

- Phòng cộng hưởng từ nằm gần sân bay, đài phát thanh…

Nguyên nhân do phần cứng, phần mềm. Hình ảnh có thể xuất hiện trên cả hai hướng mã hóa phase và mã hóa tần số.

Cách khắc phục:

- Đảm bảo đóng kín cửa phòng cộng hưởng từ.

- Loại bỏ các thiết bị điện tử ở bệnh nhân trước khi chụp

- Nếu đảm bảo hai cách trên mà xảo ảnh vẫn xảy ra thì có thể do lồng Faraday bị nứt.

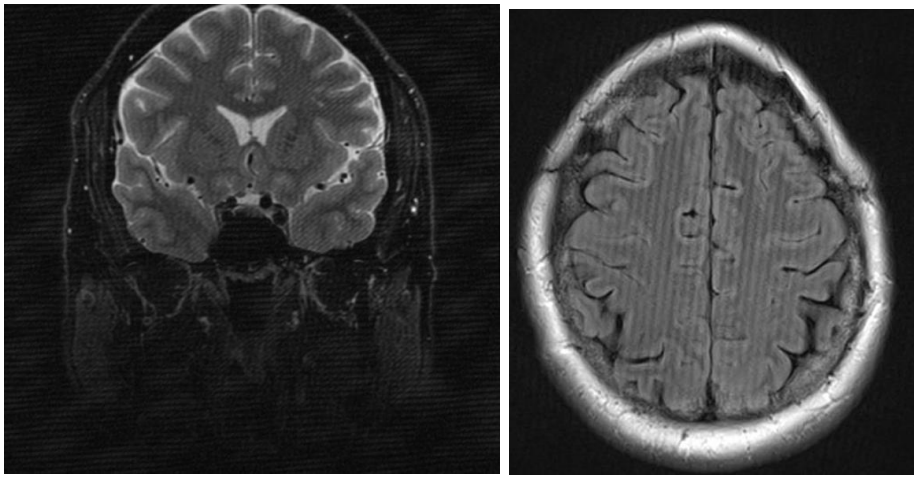
- Giải pháp tạm thời: đổi hướng thu nhận hình ảnh để tránh ảnh hưởng của xảo ảnh lên vùng giải phẫu cần khảo sát.

2.2. Xảo ảnh xương cá (Herringbone)

Xảo ảnh xương cá là một loại xảo ảnh xuất hiện rải rác hoặc trên tất cả các ảnh trên một lát hoặc nhiều lát cắt, có hình như xương cá.

Nguyên nhân: Do nguồn cung cấp năng lượng không ổn định.

Khắc phục: Kiểm tra lại nguồn điện cung cấp và liên hệ kỹ sư. Nên có nguồn điện ưu tiên cho hệ thống máy chụp cộng hưởng từ.



Hình 12.2. *Xảo ảnh xương cá.*

2.3. Xảo ảnh Moire

Xảo ảnh Moire xuất hiện tương tự như hình ảnh các sóng trên mặt hồ giao thoa nhau, thường gặp nhất khi thu hình với chuỗi xung GRE với coil body.

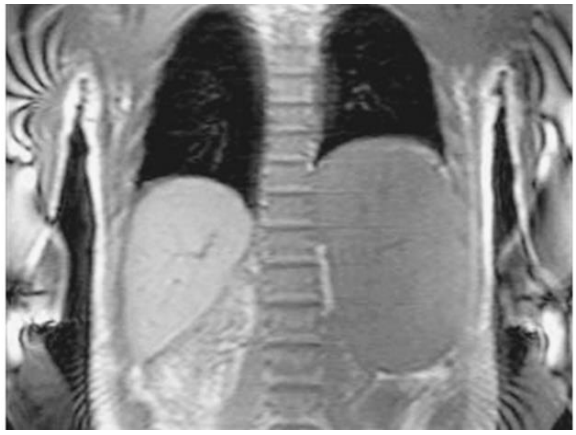
Nguyên nhân:

- Do sự không đồng nhất của từ trường gây ra hoặc do các cấu trúc khác nhau trong cơ thể tạo ra sự chồng chất các tín hiệu của các phase khác nhau dẫn đến sự thay thế hay phá hủy tín hiệu.

- Đặc biệt, trong quá trình đặt tư thế bệnh nhân nếu tay bệnh nhân chạm vào khung gantry, các điểm ảnh được tạo ra do cấu trúc giải phẫu nằm ngoài FOV nhưng có tín hiệu cũng gây nên sự chồng lấn tạo nên các dải tín hiệu xen kẽ.

Khắc phục:

- Đảm bảo tay bệnh nhân nằm trong FOV.
- Tăng FOV.
- Sử dụng chuỗi xung spin echo.
- Sử dụng kỹ thuật over – sampling để giảm aliasing.



Hình 12.3. *Xảo ảnh moire.*

2.4. Xảo ảnh điểm trung tâm

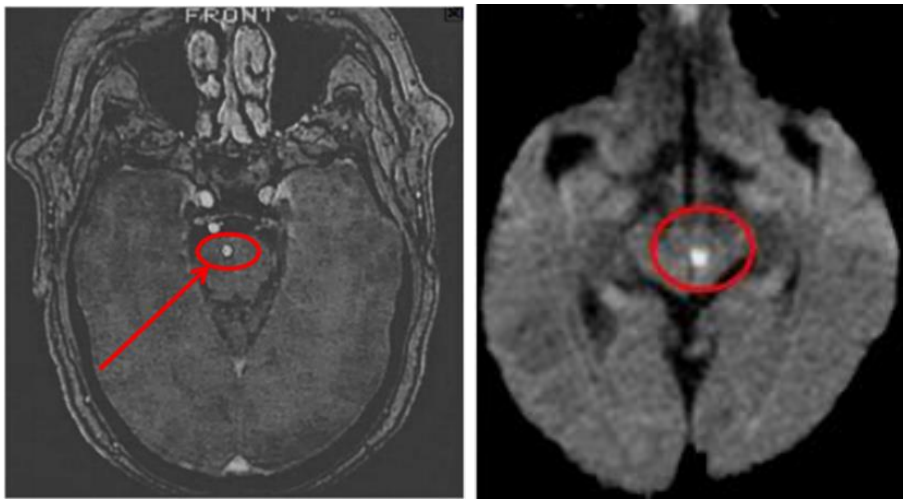
Xảo ảnh điểm trung tâm là kiểu xảo ảnh ít gặp, thường gặp ở các máy cộng hưởng từ thế hệ cũ. Xảo ảnh hiện thị một tiêu điểm tăng hoặc giảm tín hiệu ở trung tâm của hình ảnh. Các hệ thống máy cộng hưởng từ hiện đại sử dụng thay đổi phase sóng RF hoặc bằng kỹ thuật phát hiện tín hiệu hoàn toàn bằng kỹ thuật số.

Nguyên nhân: Gây ra do sự bù điện áp DC trong quá trình thu hình. Sau khi biến đổi Fourier, phần bù thêm đó sẽ tạo nên điểm sáng ở giữa hình.

Khắc phục:

- Duy trì nhiệt độ ổn định trong máy quét, thiết bị phòng, các bộ khuếch đại.

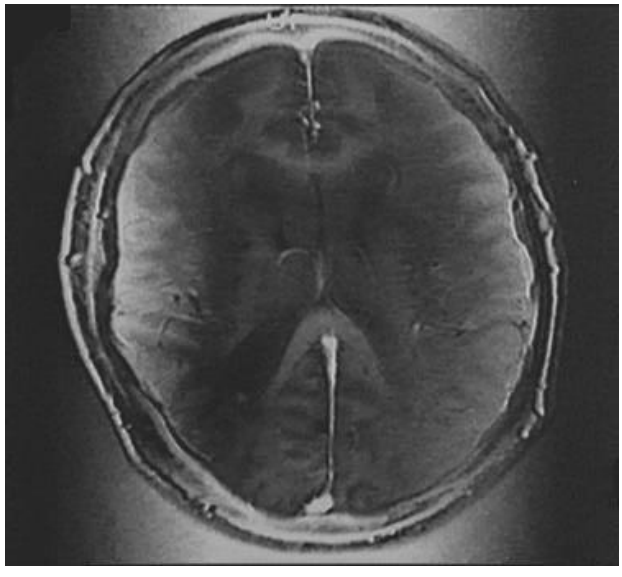
- Phần mềm để ước tính hằng số bù DC điều chỉnh dữ liệu trong không gian K.
- Liên hệ kỹ sư để hiệu chỉnh.



Hình 12.4. *Xảo ảnh điểm trung tâm có thể giả hình ảnh tổn thương gây nhầm lẫn chẩn đoán*

2.5. Sử dụng quá nhiều chuỗi xung RF (RF overflow artifact)

Hình ảnh xuất hiện tương tự như những hình ảnh đen trắng ngày xưa lâu ngày bị ẩm rửa trôi đi, bị bạc màu hoặc đậm độ bị thay đổi.



Hình 12.5. *Xảo ảnh do sử dụng quá nhiều chuỗi xung RF.*

Nguyên nhân: Xảo ảnh này xảy ra do tín hiệu phát ra từ bệnh nhân quá lớn dẫn đến quá trình số hóa tín hiệu có thể bị lỗi do quá tải.

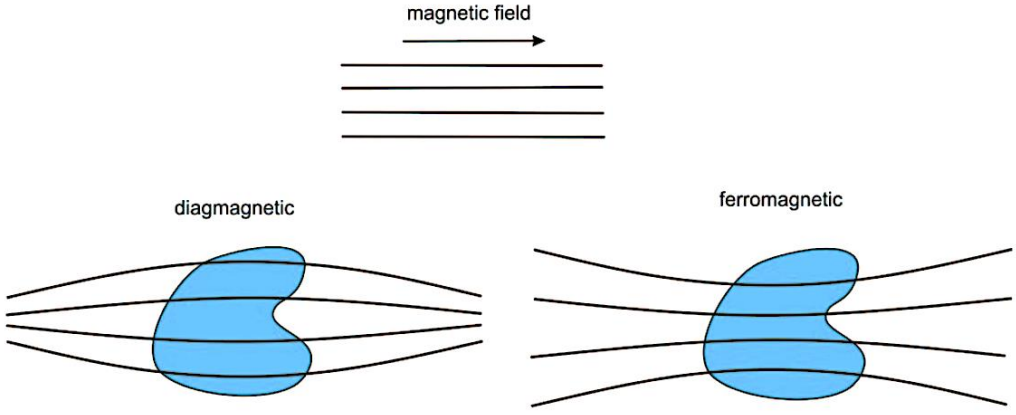
Khắc phục:

- Luôn xác nhận quá trình pre-scan được tiến hành trước khi chạy các xung chẩn đoán.

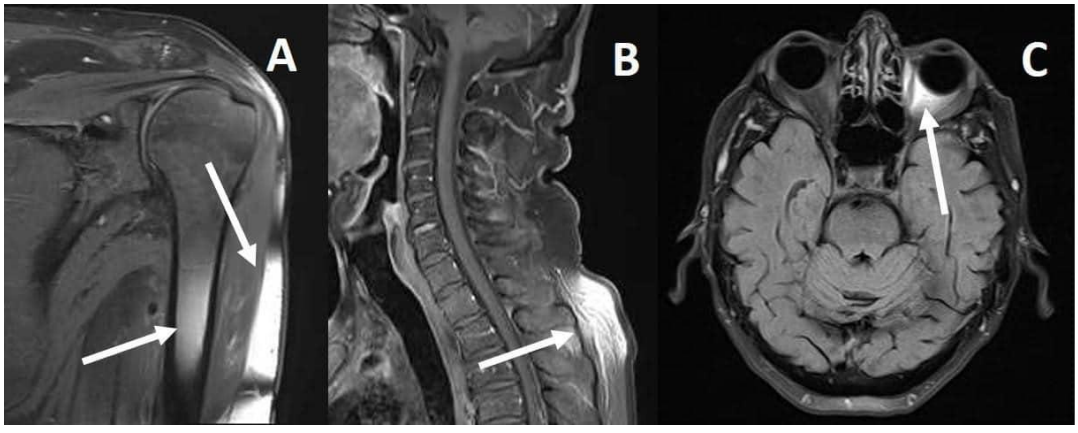
- Sử dụng phần mềm hậu xử lý.

2.6. Xảo ảnh không đồng nhất (Inhomogeneity artifacts)

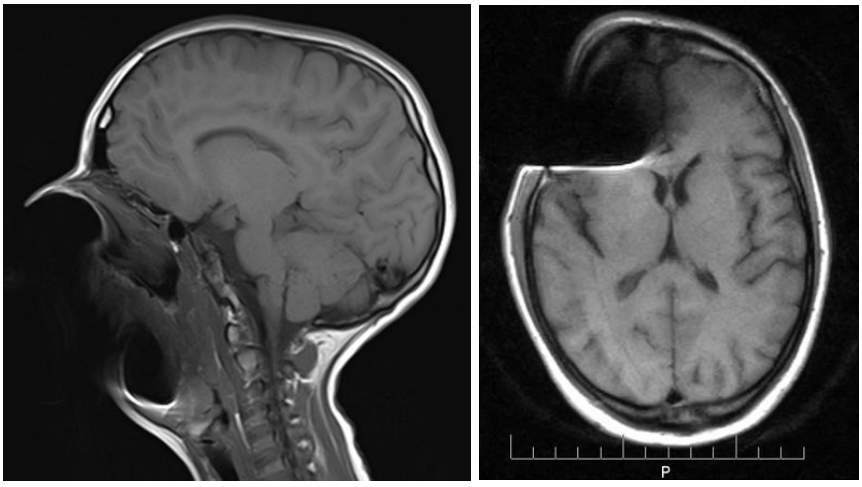
Nguyên nhân là do sự không đồng nhất của từ trường. Ví dụ như có các vật liệu từ tính (có thể bên trong hoặc bên ngoài bệnh nhân), các vấn đề kỹ thuật hoặc cấu trúc cần thu hình ở ngoại vi FOV.



Hình 12.6. *Sự ảnh hưởng của vật liệu nghịch từ hoặc thuận từ/ sắt từ lên từ trường.*



Hình 12.7. *Xóa tín hiệu mỡ không thành công*
(vị trí đầu mũi tên màu trắng) do hiện tượng không đồng nhất từ trường.
(Nguồn: Luca Bartalini và Giuseppe Walter Antonucci).



Hình 12.8. *Méo mó hình ảnh và khoảng trống tín hiệu lớn ở phần mũi xoang và phần thuỳ trán trái do có mặt của kim loại.*

Xảo ảnh hiển thị ở nhiều dạng khác nhau: hình ảnh bị nhiễu, bị bóp méo hoặc quá trình ức chế mỡ không thành công.

Khắc phục:

- Thu hình một thể tích hình ảnh nhỏ hơn.

- Chú ý tới FOV, trung tâm coil và đảm bảo không có vật liệu mang từ tính trong khối thể tích cần thu hình.

- Quá trình pre-scan luôn được chú ý và thiết lập tự động trước mỗi chuỗi xung.

III. Các loại ảnh thường gặp do phần mềm xử lý

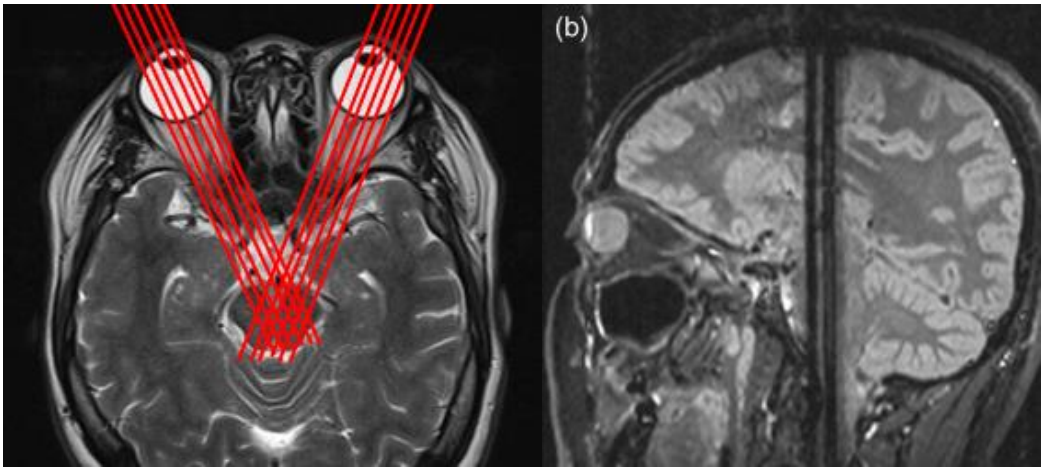
3.1. Xảo ảnh do các lát cắt chồng nhau (slice overlap artifact)

Sự mất tín hiệu do các lát cắt chồng lên nhau. Thường gặp khi thực hiện kỹ thuật chụp cột sống, hốc mắt,… thực hiện 2 group cắt cùng một lúc thì group thứ 2 sẽ bao gồm cả các spin đã bão hòa.

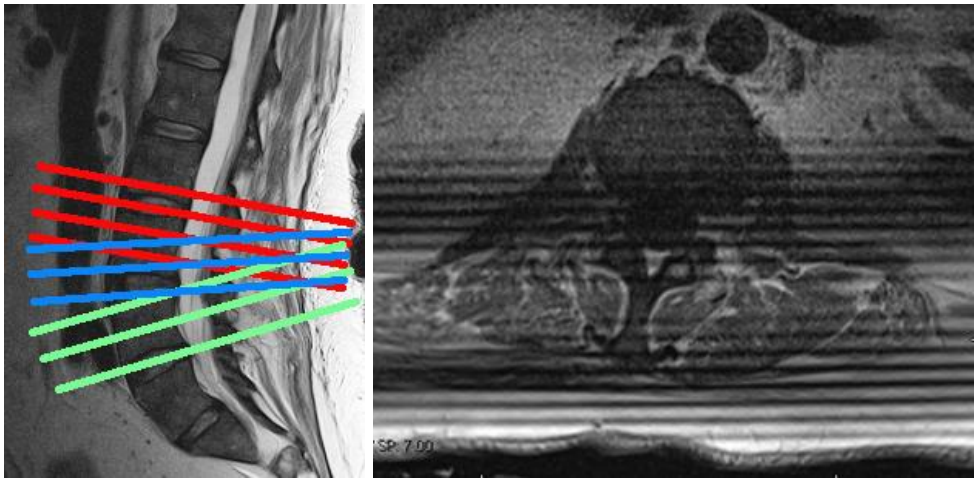
Khắc phục:

- Tránh thay đổi góc giữa các group quá lớn.

- Tăng khoảng cách giữa các lát.



Hình 12.9. *Xảo ảnh do đặt các lát cắt chồng nhau khi đặt các lát cắt sagittal oblique theo trục dây thần kinh thị trên mặt phẳng axial*



Hình 12.10. *Xảo ảnh do đặt các lát cắt chồng nhau khi đặt các lát cắt axial oblique theo đĩa đệm các tầng đốt sống thắt lưng trên mặt phẳng sagittal*

3.2. Xảo ảnh do hiện tượng kích thích chéo (Cross excitation artifact)

Hình ảnh các lát cắt liền kề có độ tương phản khác nhau.

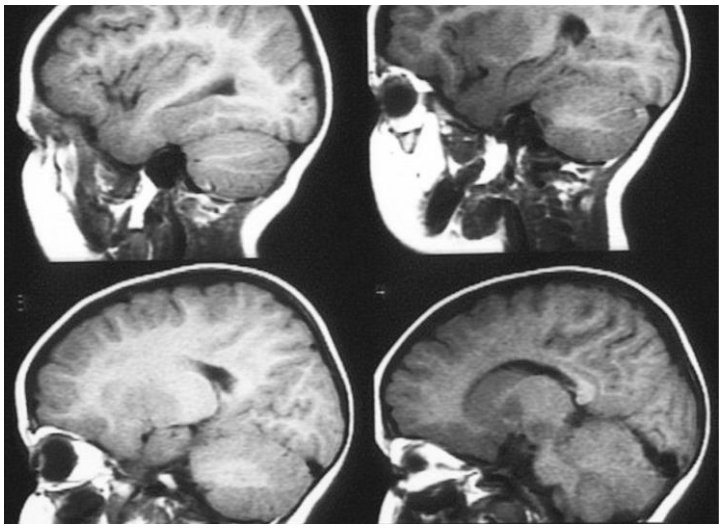
Nguyên nhân: Là xảo ảnh do mất tín hiệu giữa hai lần phát xung liền kề. Do protons những lát cắt kế tiếp cũng bị kích thích bởi xung RF kích thích lát cắt trước đó. Hiện tượng này dễ thấy trong chuỗi xung hồi phục đảo ngược (sử dụng xung đảo ngược IR180^{o}).

Cách khắc phục:

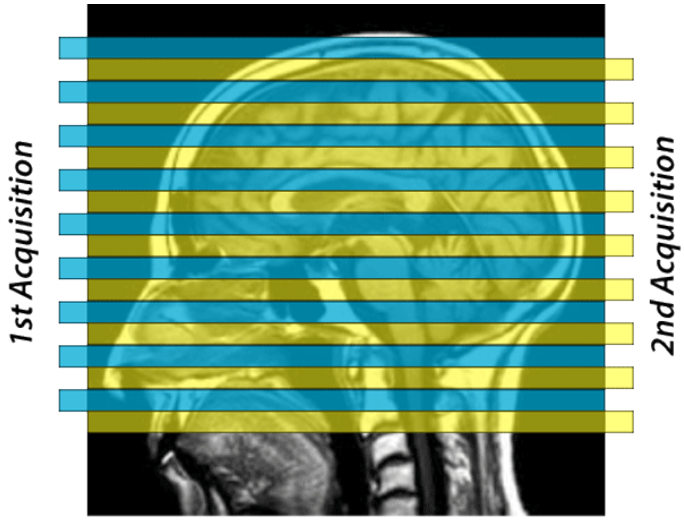
- Đảm bảo một khoảng cách tối thiểu là 30% độ dày lát cắt khi ghi hình các lát cắt liền kề.

- Sử dụng phương pháp ghi hình các lát cắt xen kẽ: 1,3,5,7/2,4,6,8.

- Cắt thể tích 3D.
- Tăng thời gian TE.
- Giảm số lượng lát cắt cho 1 khoảng TR.



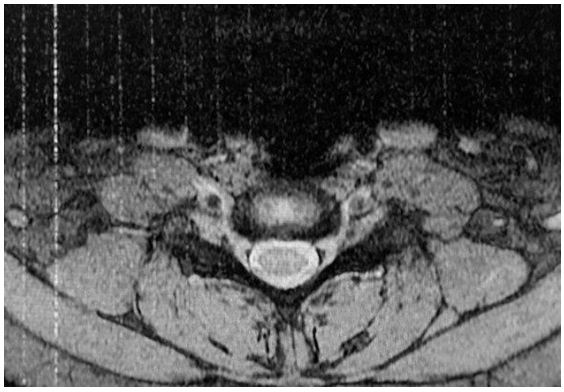
Hình 12.11. *Xảo ảnh do hiện tượng kích thích chéo, độ tương phản của hai lát cắt liền kề không giống nhau.*



Hình 12.12. *Hình ảnh mô tả cách khắc phục xảo ảnh do hiện tượng kích thích chéo. Cắt xen kẽ để cho phép các lát cắt liền kề nhau mà không bị nhiễu chéo. Các lát cắt màu xanh thu nhận trong lần thu hình thứ nhất, tiếp theo là thu nhận các lát cắt màu vàng.*

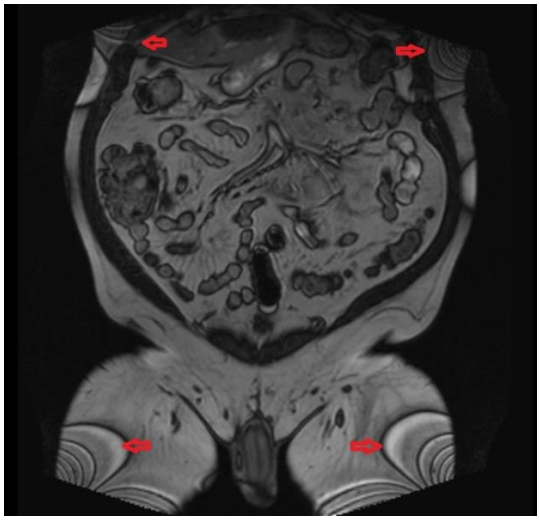
CÂU HỎI LƯỢNG GIÁ

Câu 1. Đây là xảo ảnh gì? Nguyên nhân và cách khắc phục?



Câu 2. Đây là xảo ảnh gì? Nguyên nhân và cách khắc phục?

Câu 3. Đây là xảo ảnh gì? Nguyên nhân và cách khắc phục?



TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. Roguin A. Nikola Tesla: the man behind the magnetic field unit. J Magn Reson Imaging. 2004;19(3):369-74.

2. van Kaick G, Bachert P. [When a name becomes a unit: Nikola Tesla]. Radiologe. 2016;56(11):993-6.

3. Shampo MA, Kyle RA, Steensma DP. Isidor Rabi-1944 Nobel laureate in physics. Mayo Clin Proc. 2012;87(2):e11.

4. Shampo MA, Kyle RA. Felix Bloch--developer of magnetic resonance imaging. Mayo Clin Proc. 1995;70(9):889.

5. Shampo MA, Kyle RA. Edward M. Purcell--Nobel Prize for magnetic resonance imaging. Mayo Clin Proc. 1997;72(6):585.

6. Macchia RJ, Termine JE, Buchen CD. Raymond V. Damadian, M.D.: magnetic resonance imaging and the controversy of the 2003 Nobel Prize in Physiology or Medicine. J Urol. 2007;178(3 Pt 1):783-5.

7. Schneider D. Profile: Raymond V. Damadian. Scanning the horizon. Sci Am. 1997;276(6):32, 4.

8. Damadian R. Tumor detection by nuclear magnetic resonance. Science. 1971;171(3976):1151-3.

9. Lauterbur PC. Image formation by induced local interactions. Examples employing nuclear magnetic resonance. 1973. Clin Orthop Relat Res. 1989(244):3-6.

10. Alger JR. The 1991 Nobel Prize in chemistry awarded to an MRI investigator. J Comput Assist Tomogr. 1992;16(1):1-2.

11. Damadian R, Goldsmith M, Minkoff L. NMR in cancer: XVI. FONAR image of the live human body. Physiol Chem Phys. 1977;9(1):97-100, 8.

12. Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, Grenier P, Cabanis E, Laval-Jeantet M. MR imaging of intravoxel incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. Radiology. 1986;161(2):401-7.

13. Riederer SJ, Tasciyan T, Farzaneh F, Lee JN, Wright RC, Herfkens RJ. MR fluoroscopy: technical feasibility. Magn Reson Med. 1988;8(1):1-15.

14. Debbins JP, Riederer SJ, Rossman PJ, Grimm RC, Felmlee JP, Breen JF, et al. Cardiac magnetic resonance fluoroscopy. Magn Reson Med. 1996;36(4):588-95.

15. Filler AG, Bell BA. Axonal transport, imaging, and the diagnosis of nerve compression. Br J Neurosurg. 1992;6(4):293-5.

16. Filler A. Magnetic resonance neurography and diffusion tensor imaging: origins, history, and clinical impact of the first 50,000 cases with an assessment of efficacy and utility in a prospective 5000-patient study group. Neurosurgery. 2009;65(4 Suppl):A29-43.

17. Ogawa S, Lee TM, Nayak AS, Glynn P. Oxygenation-sensitive contrast in magnetic resonance image of rodent brain at high magnetic fields. Magn Reson Med. 1990;14(1):68-78.

18. Mislow JM, Golby AJ, Black PM. Origins of intraoperative MRI. Neurosurg Clin N Am. 2009;20(2):137-46.

19. Nowogrodzki J. The world's strongest MRI machines are pushing human imaging to new limits. Nature. 2018;563(7729):24-6.

20. Todd N. A brief history of Lord Rutherford's radium. Notes Rec R Soc Lond. 2014;68(3):279-300.

21. Roberts PH, King EM. On the genesis of the Earth's magnetism. Rep Prog Phys. 2013;76(9):096801.

22. de Figueiredo EH, Borgonovi AF, Doring TM. Basic concepts of MR imaging, diffusion MR imaging, and diffusion tensor imaging. Magn Reson Imaging Clin N Am. 2011;19(1):1-22.

23. Villafana T. Fundamental physics of magnetic resonance imaging. Radiol Clin North Am. 1988;26(4):701-15.

24. Plewes DB, Kucharczyk W. Physics of MRI: a primer. J Magn Reson Imaging. 2012;35(5):1038-54.

25. Smith RC, McCarthy S. Physics of magnetic resonance. J Reprod Med. 1992;37(1):19-26.

26. Deoni SC. Magnetic resonance relaxation and quantitative measurement in the brain. Methods Mol Biol. 2011;711:65-108.

27. Wansapura JP, Holland SK, Dunn RS, Ball WS, Jr. NMR relaxation times in the human brain at 3.0 tesla. J Magn Reson Imaging. 1999;9(4):531-8.

28. Zhuo J, Gullapalli RP. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: MR artifacts, safety, and quality control. Radiographics. 2006;26(1):275-97.

29. Magiorkinis E, Beloukas A, Diamantis A. The philosophic and biological views of the "atomic" philosophers, Leucippus and Democritus. Hell J Nucl Med. 2010;13(2):111-7.

30. Paschal CB, Morris HD. K-space in the clinic. J Magn Reson Imaging. 2004;19(2):145-59.

31. Bitar R, Leung G, Perng R, Tadros S, Moody AR, Sarrazin J, et al. MR pulse sequences: what every radiologist wants to know but is afraid to ask. Radiographics. 2006;26(2):513-37.

32. Kanal E, Shellock FG, Talagala L. Safety considerations in MR imaging. Radiology. 1990;176(3):593-606.

33. Chung SM. Safety issues in magnetic resonance imaging. J Neuroophthalmol. 2002;22(1):35-9.

34. Sammet S. Magnetic resonance safety. Abdom Radiol (NY). 2016;41(3):444-51.

35. Laakso I, Kännälä S, Jokela K. Computational dosimetry of induced electric fields during realistic movements in the vicinity of a 3 T MRI scanner. Phys Med Biol. 2013;58(8):2625-40.

36. Jokela K, Saunders RD. Physiologic and dosimetric considerations for limiting electric fields induced in the body by movement in a static magnetic field. Health Phys. 2011;100(6):641-53.

37. Heinrich A, Szostek A, Nees F, Meyer P, Semmler W, Flor H. Effects of static magnetic fields on cognition, vital signs, and sensory perception: A meta-analysis. Journal of Magnetic Resonance Imaging. 2011;34(4):758-63.

38. Bulas D, Egloff A. Benefits and risks of MRI in pregnancy. Semin Perinatol. 2013;37(5):301-4.

39. Ciet P, Litmanovich DE. MR safety issues particular to women. Magn Reson Imaging Clin N Am. 2015;23(1):59-67.

40. Patenaude Y, Pugash D, Lim K, Morin L, Lim K, Bly S, et al. RETIRED: The use of magnetic resonance imaging in the obstetric patient. J Obstet Gynaecol Can. 2014;36(4):349-63.

41. Tang M, Yamamoto T. Progress in Understanding Radiofrequency Heating and Burn Injuries for Safer MR Imaging. Magn Reson Med Sci. 2023;22(1):7-25.

42. Bovenschulte H, Schlüter-Brust K, Liebig T, Erdmann E, Eysel P, Zobel C. MRI in patients with pacemakers: overview and procedural management. Dtsch Arztebl Int. 2012;109(15):270-5.

43. Roguin A, Schwitter J, Vahlhaus C, Lombardi M, Brugada J, Vardas P, et al. Magnetic resonance imaging in individuals with cardiovascular implantable electronic devices. Europace. 2008;10(3):336-46.

44. Bencsik M, Bowtell R, Bowley RM. Electric fields induced in a spherical volume conductor by temporally varying magnetic field gradients. Phys Med Biol. 2002;47(4):557-76.

45. Feng L, Huawei Z, Crozier S. On the induced electric field gradients in the human body for magnetic stimulation by gradient coils in MRI. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2003;50(7):804-15.

46. Glover PM. Interaction of MRI field gradients with the human body. Phys Med Biol. 2009;54(21):R99-r115.

47. Turk EA, Kopanoglu E, Guney S, Bugdayci KE, Ider YZ, Erturk VB, et al. A simple analytical expression for the gradient induced potential on active implants during MRI. IEEE Trans Biomed Eng. 2012;59(10):2845-51.

48. Shellock FG. Radiofrequency energy-induced heating during MR procedures: a review. J Magn Reson Imaging. 2000;12(1):30-6.

49. Ahmed S, Shellock FG. Magnetic resonance imaging safety: implications for cardiovascular patients. J Cardiovasc Magn Reson. 2001;3(3):171-82.

50. Dempsey MF, Condon B, Hadley DM. Investigation of the factors responsible for burns during MRI. J Magn Reson Imaging. 2001;13(4):627-31.

51. Brummett RE, Talbot JM, Charuhas P. Potential hearing loss resulting from MR imaging. Radiology. 1988;169(2):539-40.

52. Lauer AM, El-Sharkawy AM, Kraitchman DL, Edelstein WA. MRI acoustic noise can harm experimental and companion animals. J Magn Reson Imaging. 2012;36(3):743-7.

53. Nakai T, Kamiya N, Sone M, Muranaka H, Tsuchihashi T, Yamada N, et al. A survey analysis of acoustic trauma related to MR scans. Magn Reson Med Sci. 2012;11(4):253-64.

54. Reeves MJ, Brandreth M, Whitby EH, Hart AR, Paley MN, Griffiths PD, et al. Neonatal cochlear function: measurement after exposure to acoustic noise during in utero MR imaging. Radiology. 2010;257(3):802-9.

55. Pierre VC, Allen MJ, Caravan P. Contrast agents for MRI: 30+ years and where are we going? J Biol Inorg Chem. 2014;19(2):127-31.

56. Weinmann HJ, Brasch RC, Press WR, Wesbey GE. Characteristics of gadolinium-DTPA complex: a potential NMR contrast agent. American Journal of Roentgenology. 1984;142(3):619-24.

57. Amstad E, Textor M, Reimhult E. Stabilization and functionalization of iron oxide nanoparticles for biomedical applications. Nanoscale. 2011;3(7):2819-43.

58. Iv M, Telischak N, Feng D, Holdsworth SJ, Yeom KW, Daldrup-Link HE. Clinical applications of iron oxide nanoparticles for magnetic resonance imaging of brain tumors. Nanomedicine (Lond). 2015;10(6):993-1018.

59. Listinsky JJ, Bryant RG. Gastrointestinal contrast agents: a diamagnetic approach. Magn Reson Med. 1988;8(3):285-92.

60. Paley MR, Nicolas AI, Mergo PJ, Torres GM, Burton SS, Ros PR. Low density barium and bentonite mixture versus high density barium: a comparative study to optimize negative gastrointestinal contrast agents for MRI. Magn Reson Imaging. 1997;15(9):1033-6.

61. Ros PR, Steinman RM, Torres GM, Burton SS, Panaccione JL, Rappaport DC, et al. The value of barium as a gastrointestinal contrast agent in MR imaging: a comparison study in normal volunteers. AJR Am J Roentgenol. 1991;157(4):761-7.

62. Yang CT, Chandrasekharan P, He T, Poh Z, Raju A, Chuang KH, et al. An intravascular MRI contrast agent based on Gd(DO3A-Lys) for tumor angiography. Biomaterials. 2014;35(1):327-36.

63. Johnson WK, Stoupis C, Torres GM, Rosenberg EB, Ros PR. Superparamagnetic iron oxide (SPIO) as an oral contrast agent in gastrointestinal (GI) magnetic resonance imaging (MRI): comparison with state-of-the-art computed tomography (CT). Magn Reson Imaging. 1996;14(1):43-9.

64. Brismar TB, Dahlstrom N, Edsborg N, Persson A, Smedby O, Albiin N. Liver vessel enhancement by Gd-BOPTA and Gd-EOB-DTPA: a comparison in healthy volunteers. Acta Radiol. 2009;50(7):709-15.

65. Di Serafino M, Iacobellis F, Ronza R, Martino A, Grimaldi D, Rinaldo C, et al. Hepatobiliary-specific magnetic resonance contrast agents: role in biliary trauma. Gland Surg. 2023;12(10):1425-33.

66. Dahlström N, Persson A, Albiin N, Smedby O, Brismar TB. Contrast-enhanced magnetic resonance cholangiography with Gd-BOPTA and Gd-EOB-DTPA in healthy subjects. Acta Radiol. 2007;48(4):362-8.

67. Park J-A, Lee YJ, Ko IO, Kim T-J, Chang Y, Lim SM, et al. Improved tumor-targeting MRI contrast agents: Gd(DOTA) conjugates of a cycloalkane-based

RGD peptide. Biochemical and Biophysical Research Communications. 2014;455(3):246-50.

68. Zhou Z, Lu ZR. Gadolinium-based contrast agents for magnetic resonance cancer imaging. Wiley Interdiscip Rev Nanomed Nanobiotechnol. 2013;5(1):1-18.

69. Li J, Huang S, Shao K, Liu Y, An S, Kuang Y, et al. A choline derivate-modified nanoprobe for glioma diagnosis using MRI. Sci Rep. 2013;3:1623.

70. Wu X, Lindner D, Yu GP, Brady-Kalnay S, Lu ZR. MR molecular imaging of prostate cancer with a small molecular CLT1 peptide targeted contrast agent. J Vis Exp. 2013(79).

71. Gore JC, Manning HC, Quarles CC, Waddell KW, Yankeelov TE. Magnetic resonance in the era of molecular imaging of cancer. Magn Reson Imaging. 2011;29(5):587-600.

72. Farace P, Merigo F, Fiorini S, Nicolato E, Tambalo S, Daducci A, et al. DCE-MRI using small-molecular and albumin-binding contrast agents in experimental carcinomas with different stromal content. Eur J Radiol. 2011;78(1):52-9.

73. Granata V, Cascella M, Fusco R, dell'Aprovitola N, Catalano O, Filice S, et al. Immediate Adverse Reactions to Gadolinium-Based MR Contrast Media: A Retrospective Analysis on 10,608 Examinations. Biomed Res Int. 2016;2016:3918292.

74. Broome DR. Nephrogenic systemic fibrosis associated with gadolinium based contrast agents: a summary of the medical literature reporting. Eur J Radiol. 2008;66(2):230-4.

75. Abraham JL, Thakral C. Tissue distribution and kinetics of gadolinium and nephrogenic systemic fibrosis. Eur J Radiol. 2008;66(2):200-7.

76. Russell S, Casey R, Hoang DM, Little BW, Olmsted PD, Rumschitzki DS, et al. Quantification of the plasma clearance kinetics of a gadolinium-based contrast agent by photoinduced triplet harvesting. Anal Chem. 2012;84(19):8106-9.

77. Aker L, Abandeh L, Abdelhady M, Aboughalia H, Vattoth S. Susceptibility-weighted Imaging in Neuroradiology: Practical Imaging Principles, Pearls and Pitfalls. Current Problems in Diagnostic Radiology. 2022;51(4):568-78.

78. Haacke EM, Mittal S, Wu Z, Neelavalli J, Cheng YC. Susceptibility-weighted imaging: technical aspects and clinical applications, part 1. AJNR Am J Neuroradiol. 2009;30(1):19-30.

NHÀ XUẤT BẢN ĐẠI HỌC HUẾ

07 Hà Nội, TP. Huế - Điện thoại: 0234.3834486

Website: http://huph.hueuni.edu.vn/

Chịu trách nhiệm xuất bản

Giám đốc - Tổng biên tập: TS. Trần Bình Tuyên

Thẩm định nội dung

TS. Hoàng Thị Ngọc Hà

TS.BS. Ngô Minh Trí

Biên tập viên

Lê Nguyên Phương

Biên tập kỹ thuật

Tôn Nữ Quỳnh Chi

Trình bày, minh họa

Minh Hoàng

Đối tác liên kết xuất bản

Nguyễn Thanh Thảo, Trường Đại học Y-Dược, Đại học Huế
06 Ngô Quyền, thành phố Huế

GIÁO TRÌNH

NGUYÊN LÝ CÁC PHƯƠNG PHÁP TẠO ẢNH

Số xác nhận đăng ký xuất bản: 1157-2025/CXBIPH/12-21/ĐHH.
Quyết định xuất bản số: 376/QĐ-NXB, cấp ngày 26 tháng 5 năm 2025. In xong và nộp lưu chiểu năm 2025.

Mã số ISBN: 978-604-489-815-5

ISBN: 978-604-489815-5

Giá: 200.000đ